

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# **DIPLOMSKI RAD**

**Lorenzo Pavić**

Zagreb, 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# **DIPLOMSKI RAD**

Mentor:  
Prof. dr. sc. Toma Udiljak, dipl. ing.

Student:  
Lorenzo Pavić

Zagreb, 2017.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se svom mentoru prof. dr. sc. Tomi Udiljaku koji mi je svojom pomoći i savjetima pomogao tijekom izrade ovog diplomskog rada.

Posebno se zahvaljujem asistentu mag. ing. Mihi Klaiću na savjetima i pristupačnosti tijekom pisanja rada te djelatnicima Katedre za alatne strojeve na pomoći pri izradi eksperimentalnog dijela rada.

Na kraju bih se zahvalio roditeljima, djevojci, prijateljima i kolegama koji su mi bili podrška u vrijeme pisanja ovog diplomskog rada i koji su bili uz mene za vrijeme studiranja na Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu.

Lorenzo Pavić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
**FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE**



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite  
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:  
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment, inženjerstvo  
materijala te mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur. broj:	

## DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Lorenzo Pavić**

Mat. br.: 0035185013

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utjecaj sterilizacije na intenzitet trošenja medicinskog svrdla**

Naslov rada na engleskom jeziku: **The Effect of Sterilization on the Wear Intensity of Medical Drill**

Opis zadatka:

Za sanaciju prijeloma kostiju lokomotornog sustava često su potrebni kirurški zahvati pri kojima se redovito primjenjuje postupak bušenja. Kao posljedica obrade bušenjem razvija se povišena temperatura, što može uzrokovati oštećenje strukture kostiju i dovesti do komplikacija pri cijeljenju kosti. Veliki utjecaj na temperature koje nastaju pri obradi ima trošenje svrdla. U stvarnosti se isto svrdlo koristi za više kirurških zahvata, a poslije svakog zahvata se provodi sterilizacija svrdla.

U radu je potrebno provesti eksperimentalnu provjeru utjecaja sterilizacije svrdla na intenzitet trošenja. Umjesto na kostima, bušenje treba provesti na umjetnom materijalu čija su fizikalna svojstva slična svojstvima ljudske kosti. Za bušenje treba koristiti dva medicinska svrdla od kojih će jedno biti podvrgnuto postupku sterilizacije, koja će se provoditi nakon svakih pet izbušenih provrta. Parametri obrade trebaju odgovarati parametrima koji se najčešće koriste u koštano-zglobnoj kirurgiji, a za procjenu istrošenosti svrdla treba mjeriti širinu trošenja stražnje površine, VB. Kao kontrolni parametar istrošenosti, pri svakom mjerenju parametra VB treba fotografirati stražnju površinu te obradom slike, korištenjem programske podrške CATIA, izračunati površinu istrošenja na stražnjoj površini alata. Usporedbom rezultata mjerenja istrošenosti svrdla koje prolazi postupke sterilizacije i svrdla koje se ne podvrgava sterilizaciji, potrebno je utvrditi utjecaj sterilizacije na intenzitet trošenja medicinskog svrdla.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

28. rujna 2017.

Datum predaje rada:

30. studenog 2017.

Predviđeni datum obrane:

6., 7. i 8. prosinca 2017.

Zadatak zadao:

Predsjednica Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Toma Udiljak

Prof. dr. sc. Biserka Runje

## SADRŽAJ

POPIS SLIKA .....	III
POPIS TABLICA .....	V
POPIS OZNAKA .....	VI
POPIS KRATICA .....	VIII
SAŽETAK .....	IX
SUMMARY .....	X
1. UVOD .....	1
2. KOŠTANI SUSTAV ČOVJEKA .....	3
2.1. Građa kosti .....	4
2.2. Oblici i podjela kostiju .....	7
2.3. Zglobovi .....	8
3. BUŠENJE .....	11
3.1. Svrkla .....	15
3.2. Geometrijski parametri spiralnog svrdla .....	17
3.3. Sile i momenti kod postupka bušenja .....	20
3.4. Elementi režima obrade u postupku bušenja .....	22
3.5. Materijali i prevlake kod izrade svrdla .....	24
3.6. Svrkla i vodilice u medicini .....	26
4. TROŠENJE .....	28
4.1. Taylor-ov princip trošenja alata .....	28
4.2. Trošenje reznih alata .....	30
4.2.1. Abrazija .....	32
4.2.2. Difuzija .....	34
4.2.3. Adhezija .....	35
4.2.4. Oksidacija .....	36
4.2.5. Umor površine .....	37
4.3. Trošenje i postojanost alata kod postupka bušenja .....	38
5. PROBLEMI KOD BUŠENJA KOSTIJU .....	41
5.1. Utjecaj svojstva kostiju .....	41
5.2. Utjecaj geometrije reznog dijela svrdla .....	43
5.3. Utjecaj parametara obrade .....	43

5.4. Utjecaj istrošenosti i postojanosti svrdla .....	45
5.5. Utjecaj hlađenja.....	45
6. EKSPERIMENTALAN DIO .....	47
6.1. Ispitni postav.....	47
6.1.1. Motor za glavno gibanje .....	48
6.1.2. Svrdlo Synthes.....	50
6.1.3. Industrijska kamera .....	51
6.1.4. Umjetni materijal .....	52
6.2. Radna okolina.....	54
6.3. Sterilizacija .....	55
6.3.1. Sterilizacija suhom toplinom .....	56
6.4. Mjerni pristupi istrošenosti oštrice alata .....	57
6.5. Mjerenje i analiza rezultata.....	58
6.5.1. Određivanje parametra trošenja VB stražnje površine svrdla .....	62
ZAKLJUČAK.....	67
LITERATURA.....	68
PRILOZI .....	70

## POPIS SLIKA

Slika 1.	Ljudski kostur s prednje i stražnje strane [3].....	4
Slika 2.	Presjek i građa kosti [4] .....	6
Slika 3.	Podjela kostiju prema obliku [3] .....	7
Slika 4.	Vezivni zglobovi: šavovi lubanje [3].....	9
Slika 5.	Pravi (sinovijalni) zglobovi: presjek ramenog zgloba u čeonj ravnini [3] .....	10
Slika 6.	Postupak bušenja [5] .....	11
Slika 7.	Razne vrste bušilica [5] .....	12
Slika 8.	Ručna bušilica [9] .....	13
Slika 9.	Ručna bušilica [9] .....	13
Slika 10.	Pneumatska bušilica [9] .....	14
Slika 11.	Bušilica s električnim pogonom [9] .....	14
Slika 12.	Bušenje spiralnim svrdlom [10] .....	15
Slika 13.	Proces odvajanja čestica [11].....	16
Slika 14.	Spiralno svrdlo [1].....	17
Slika 15.	Podjela svrdla prema geometriji oštice [6] .....	18
Slika 16.	Presjek spiralnog svrdla [10] .....	19
Slika 17.	Sile rezanja kod bušenja [14] .....	21
Slika 18.	Shematski prikaz bušenja spiralnim svrdlom [10] .....	22
Slika 19.	Različiti profili brzine duž oštice [5] .....	23
Slika 20.	Shematski prikaz brzine rezanja $v_c$ i posmaka $f$ [10] .....	24
Slika 21.	Svrdlo Komet [14].....	26
Slika 22.	Standardna svrdla u medicini [9] .....	26
Slika 23.	Vodilica za svrdlo [9].....	27
Slika 24.	Vijek trajanja alata [16] .....	28
Slika 25.	Tri različite krivulje trošenja s različitim brzinama rezanja [16] .....	29
Slika 26.	Odnos brzine rezanja i vijeka trajanja alata [16] .....	30
Slika 27.	Shematski prikaz procesa trošenja [17].....	31
Slika 28.	Ovisnost raznih mehanizama trošenja ovisno o temperaturi [17].....	32
Slika 29.	Abrazija [18] .....	33
Slika 30.	Adhezija [18] .....	35
Slika 31.	Umor površine [15].....	37
Slika 32.	Parametri trošenja alata [11] .....	39
Slika 33.	Trošenje stražnje površine svrdla [21] .....	39
Slika 34.	Prikaz istrošenosti svrdla [11].....	40
Slika 35.	Prikaz vanjskog (a) i unutarnjeg (b) sustava hlađenja [25].....	45
Slika 36.	Tro-osna numerički upravljana glodalica .....	48
Slika 37.	Sinkroni servo motor APMSB04ADK i pripadajuća karakteristika [14].....	49
Slika 38.	Svrdlo Synthes [9] .....	50
Slika 39.	Industrijska kamera (tip DMK41AF02) s objektivom (tip TC2309) [11] .....	51
Slika 40.	Pozicija alata za snimanje oštice.....	51
Slika 41.	Umjetni materijal.....	53

Slika 42. Računalo za upravljanje .....	54
Slika 43. Uređaj za suhu sterilizaciju .....	56
Slika 44. Proces bušenja .....	59
Slika 45. Površina trošenja S1 .....	60
Slika 46. Površina zone istrošenosti na stražnjim površinama steriliziranog i nesteriliziranog svrdla .....	62
Slika 47. Trošenje stražnje površine svrdla S1 duž rezne oštrice 1 .....	64
Slika 48. Trošenje stražnje površine svrdla S1 duž rezne oštrice 2 .....	65
Slika 49. Trošenje stražnje površine svrdla S2 duž rezne oštrice 1 .....	65
Slika 50. Trošenje stražnje površine svrdla S2 duž rezne oštrice 2 .....	66



## POPIS TABLICA

Tablica 1.	Lomna čvrstoća i lomno istezanje kortikalisa bedrene kosti čovjeka u ovisnosti o godinama starosti [1].....	42
Tablica 2.	Osnovni tehnički podaci odabranih pogonskih motora [11] .....	49
Tablica 3.	Tehničke karakteristike ispitnog stroja [11] .....	50
Tablica 4.	Karakteristike vizijskog sustava [11].....	52
Tablica 5.	Prikaz karakteristika kompozitnog materijala [28] .....	53
Tablica 6.	Usporedba trošenja oštrice 1 i oštrice 2 (nesteriliziranog svrdla S1).....	61
Tablica 7.	Usporedba trošenja oštrice 1 i oštrice 2 (steriliziranog svrdla S2) .....	61
Tablica 8.	Usporedba trošenja prve i druge oštrice svrdla u uvjetima sa i bez sterilizacije .....	63
Tablica 9.	Područja parametara trošenja s obzirom na stupanj istrošenosti.....	66

## POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
$l_a$	mm	dubina bušenja
$l_1$	mm	ukupna duljina svrdla
$l_2$	mm	duljina radnog dijela svrdla
$d_1$	mm	promjer svrdla
$2p$	°	vršni kut svrdla
$\gamma$	°	prednji geometrijski kut svrdla
$\alpha$	°	stražnji geometrijski kut svrdla
$\psi$	°	kut poprečne oštrice
$F_c$	N	glavna sila rezanja
$F_f$	N	posmična sile
$F_p$	N	natražna sile
$F_{cp}$	N	glavna sile rezanja poprečne oštrice
$F_{fp}$	N	posmična sila poprečne oštrice
$F_t$	N	sila trenja
$F_a$	N	aksijalna sila bušenja
$M_u$	Nm	ukupni moment $M_u$
$M_{F_c}$	Nm	moment glavnih sila rezanja
$M_{F_{cp}}$	Nm	moment glavnih sila rezanja poprečne oštrice
$M_{F_t}$	Nm	moment sila trenja
$a_p$	mm	dubina rezanja
$f$	mm/okr	posmak
$z$	-	broj oštrica svrdla
$v_f$	mm/min	posmična brzina rezanja
$v_c$	m/min	brzina rezanja
$C_T$	-	Taylor-ova konstanta
$T$	min	vijek trajanja alata
$M$	-	eksponent postojanosti

Oznaka	Jedinica	Opis
VB	mm	širina trošenja stražnje površine alata,
VB <sub>SR</sub>	mm	srednja vrijednost širine trošenja stražnje površine
VB <sub>MAX</sub>	mm	maksimalna vrijednost širina trošenja stražnje površine
KT	mm	dubina kratera na prednjoj površini alata
KM	mm	udaljenost od oštrice do središta kratera

**POPIS KRATICA**

CNC	Računalno numeričko upravljanje (Computer Numerical Control)
CATIA	Interaktivno potmognuti trodimenzijski dizajn pomoću računala (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application)
NS	Nesterilizirano svrdlo
S	Sterilizirano svrdlo

## SAŽETAK

Međusobna povezanost strojarstva i medicine kao znanstvenih disciplina svakim danom sve je veća. Neprestani napredak strojarstva sve više utječe na pojedine grane medicine koje se također unapređuju i usavršavaju. Jedan od očitih primjera svakako je današnji pristup sanacije prijeloma kostiju. Kostiju su organi koje tvore koštani sustav, a ukupno ih u tijelu ima 206, i daju čvrsti okvir ljudskom tijelu. One daju potporu i oblik tijelu, tj. osiguravaju stabilnost tijela, te omogućuju uspravno držanje opirući se sili teži i djelovanju ostalih mehaničkih sila. Kod prijeloma ili napuknuća kosti najbolje rezultate kod sanacije daje operativni pristup pri kojem se u cilju stabilizacije prijeloma primjenjuje bušenje kostiju.

Bušenje je postupak obrade odvajanjem čestica (rezanjem) koji se upotrebljava za izradu provrta manjih promjera ili proširivanje provrta većih promjera. Sve procese obrade odvajanjem neizbježno prati i proces trošenja oštrice reznog alata. Proces trošenja nastaje kao posljedica opterećenja kojima je alat izložen tijekom procesa obrade. Neovisno o vrsti zahvata, kod svih intervencija koje uključuju bušenje kosti neminovno dolazi do oslobađanja topline koja može značajno utjecati na uspješnost zahvata.

Eksperimentalni dio ovog rada provodio se u Laboratoriju za alatne strojeve na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Cilj ispitivanja bio je utvrditi utjecaj sterilizacije na intenzitet trošenja medicinskog svrdla kod bušenja kostiju. Planiranje pokusa provedeno je u nekoliko koraka, a sastojalo se iz izbora odgovarajućeg ispitnog uzorka i svrdla, te pokusa bušenja ispitnog uzorka pomoću parametara koji se koriste kod ručnog bušenja u koštano - zglobnoj kirurgiji. Za postupak bušenja su korištena dva svrdla, od kojih je jedno bilo podvrgnuto postupku sterilizacije, a za procjenu istrošenosti svrdla mjerena je širina trošenja na stražnjoj površini, VB.

Ključne riječi: kosti, bušenje, trošenje, sterilizacija

## SUMMARY

The interconnection of mechanical engineering and medicine, as two different scientific disciplines, grows every single day. Continuous advancements in mechanical engineering affect particular medicine fields that evolve and make huge progress as well. One of the examples is today's way of dealing with bone fracture. Bones are organs that form skeletal system. There are 206 different bones that provide a strong frame to a human body. They also provide the support, the shape of the body, as well as secure the stability and enable upright posture by opposing the gravitational force and other mechanical forces. Operating procedure, where bone drilling is performed in order to stabilize the bone fracture, provides the best results in the recovery.

Drilling is a cutting process done by separating the particles, and is used for creating drill holes with small diameters or enlarging drill holes with bigger diameters. All processes done by separating the particles are followed by wearing of the cutting tools. Wear occurs as a result of the loadings that tools have to withstand during the drilling. Independent on the type of procedure, all interventions that involve bone drilling, heat release occurs and it can tremendously affect the success rate of the

Experimental part of this thesis was done in the Laboratory for tooling machines on Faculty of mechanical engineering and naval architecture. The goal of the experiments was to find out the influence of sterilization on the wear intensity of the medical drill bit during bone drilling. Planning of the experiments was done in few steps, and it consisted of choosing the right sample, the drill bit, and the experiment of drilling the sample with the parameters that are used in hand drilling in bone - joint surgery. For drilling, two drill bits have been used, from which one was subjected to sterilization procedure, and for the assessment of the wear, flank wear parameter, VB, has been measured.

Key words: bones, drilling, wear, sterilization

## 1. UVOD

Težnja za razvojem i unapređenjem svih grana ljudskog djelovanja dovela je danas do međusobne povezanosti i neraskidivosti veza među mnogim znanstvenim disciplinama i područjima znanstvenog djelovanja. Svaki dan svjedoči se novim otkrićima, izumima koji svojim implementacijom u svakodnevno čovjekovo djelovanje i istraživanje jačaju i donose boljitak za cjelokupno društvo. Od posebnog su značaja otkrića u fizici, kemiji, biologiji, matematici i drugim znanostima koja se zatim uspješno primjenjuju u strojarstvu, elektrotehnici i elektronicima, medicini, poljoprivrednim te drugim sektorima.

Poznato je da čovjek od davnih vremena nastoji olakšati i poboljšati kvalitetu života bolesnika osmišljavanjem i razvojem pomagala, operativnih zahvata i drugih oblika liječenja. Razni medicinski stručnjaci u svojem radu koriste široki spektar alata, uređaja i pomagala koji im pomažu kod postavljanja dijagnoze i bez kojih bi bilo nezamislivo liječenje i oporavak pacijenata. Stoga se u današnjim okvirima modernog doba i tehnološki napredne medicine, ugrađivanjem takvih sofisticiranih pomagala i nadomjestaka poput umjetnih kukova, prenosnica, raznih proteza koje nadomještaju deformirane ili odstranjene udove, može postići da se pacijentu omogući sasvim normalan i svakodnevni život koji po kvaliteti ničim neće zaostajati u odnosu na onaj kod potpuno zdrave i fizički sposobne osobe.

Naročito zanimljivo područje ispreplitanja medicine i strojarstva jest današnji pristup sanaciji prijeloma kostiju. Da bi se postigle određene spoznaje i pomaci kod ovog problema, bila je potrebna sustavna suradnja stručnjaka s ovih područja. U traumatologiji su kroz stoljeća razvoja uspostavljena dva temeljna principa zbrinjavanja prijeloma, a to su konzervativni i operativni. Kod konzervativnog načina prvobitni položaj frakturnih ulomaka ostvaruje se bez izravnog pristupa na samu kost, što znači da nema daljnjeg traumatiziranja tkiva. Operativni pristup je, s druge strane, invazivan terapijski pristup gdje tokom rješavanja prijeloma traumatolog koristi alate i elemente poput dljeteta, pila, bušilica, vijaka i pločica koje, premda neizbježne za stabilizaciju prijeloma, oštećuju tkivo bolesnika. Takovo agresivno djelovanje na tkivo prilikom operativnog zahvata izaziva oštećenje tkiva koje je nemoguće izbjeći, te je stoga primarni cilj svakako minimalizacija oštećenja tkiva, što na kraju treba generirati manji broj komplikacija i dovesti do bržeg oporavka.

Kod postupka bušenja kosti, na mjestu bušenja generira se toplina zbog trenja između alata za bušenje (svrdla) i kosti. To dovodi do povišenja temperature u zoni bušenja kosti i izaziva termičku nekrozu kosti koja otežava i produljuje normalno zacjeljivanje kosti. Oštećenje kosti oko mjesta bušenja u pogledu nekroze uzrokuje nestabilnost elemenata za fiksiranje frakturnih ulomaka što dovodi do pomaka ulomaka i onemogućuje međusobno priliježanje i mirovanje frakturnih ulomaka. Konačni ishod je usporeno cijeljenje kosti na mjestu prijeloma [1].

Iako tehnologija obrade odvajanjem čestica svakodnevno napreduje, još uvijek postoje određeni problemi koji sprečavaju potpunu automatiziranost procesa, a time i višestruko povećanje produktivnosti. Najčešći takvi problemi su trošenje i puknuće reznih alata. Trošenje alata je rezultat mehaničkih i kemijskih interakcija između rezne oštrice i obratka kod kojeg dolazi do uklanjanja određenog udjela materijala s rezne oštrice odnosno alata. Priroda mehanizama trošenja je vrlo složena i ovisi o mnogo parametara te ju je vrlo teško opisati jednostavnim jednadžbama i modelima. Iako je cijena zamjene alata relativno niska u odnosu na proizvodnju dijelova loše kvalitete ili čak škarta, ipak je potrebno uložiti dragocjeno vrijeme u taj proces zamjene što rezultira većim potrebnim vremenom za plasman proizvoda na tržište, a samim time i manjom konkretnošću na tržištu. Zbog toga se sve više razvijaju različiti oblici nadzora trošenja alata s kojima bi se omogućio uvid u trenutno stanje alata te se reagiralo po potrebi.

Tehnologija praćenja istrošenosti i detekcije loma alata dolazi do izražaja u suvremenoj obradi s CNC strojevima gdje je moguće realizirati brzu reakciju na pretjeranu istrošenost alata jednostavnim korigiranjem parametara procesa. Ovakvim sustavom omogućava se razvijanje višeg stupnja automatizacije procesa. Takav automatizirani sustav bio bi u mogućnosti spriječiti prebrzo trošenje alata, a time i ubrzati vrijeme obrade odabirom idealnih parametara procesa. Takav sustav uvelike bi umanjio postotak škarta i povećao produktivnost uz maksimalno produljenje životnog vijeka alata. Samim time omogućila bi se brža realizacija proizvoda za tržište uz zadovoljavajuću ili čak i bolju kvalitetu izrade [2].



## 2. KOŠTANI SUSTAV ČOVJEKA

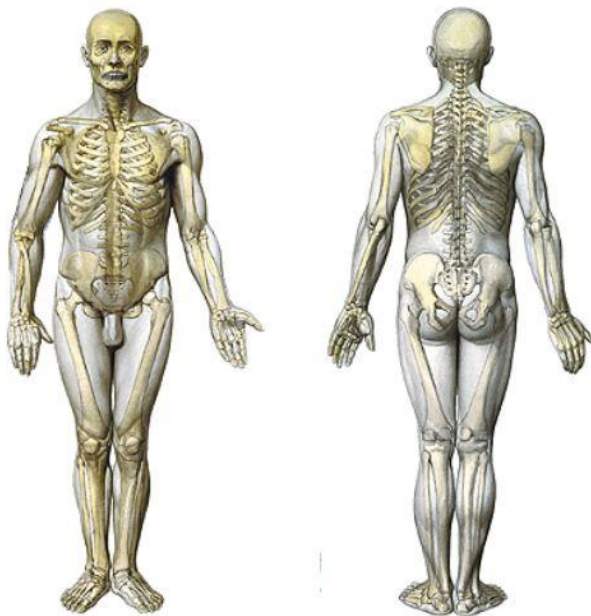
Anatomija čovjeka je znanost o građi ljudskog tijela (grč. anatomei = rezati, secirati). Studenti anatomije postajemo kada već kao djeca počinjemo istraživati dijelove našeg tijela, i na neki način, ostajemo studenti doživotno. Tijelo se može podijeliti na: regije (npr. glava, vrat, trup, udovi) ili na organske sustave (lokomotorni, dišni, srčanožilni, živčani, urogenitalni, endokrini, limfatički). U organske sustave spadaju [3]:

1. Sustav organa za pokretanje (lokomotorni sustav)
2. Dišni (respiracijski) sustav
3. Srčanožilni (kardiovaskularni) sustav
4. Živčani (nervni) sustav
5. Mokraćnospolni (urogenitalni) sustav
6. Sustav žlijezda s unutrašnjim izlučivanjem (endokrini sustav)
7. Limfni sustav

Sustav organa za pokretanje dijeli se na kosti, spojeve među njima (zglobove) i mišiće.

Koštani sustav čovjeka ili kostur, slika 1., je skup svih kostiju koji se nalazi u ljudskom tijelu, te zajedno s mišićima čini lokomotorni sustav, koji daje tijelu osnovnu strukturu i sposobnost kretanja. Kost i zglobovi čine kostur ili skelet, odnosno pasivni dio lokomotornog sustava; kostur daje oblik i oslonac tijelu, oblikuje šupljine koje štite osjetljive vitalne organe (mozak, leđna moždina, srce, pluća, trbušni organi), i služi za hvatište mišića. Aktivni dio su mišići koji pomoću tetiva skraćanjem ili kontrakcijom dovode do pokreta. Kost su po svojoj fizičkoj i kemijskoj strukturi najznačajniji i najdjelotvorniji organi. Krute su i čvrste te čine unutarnji kostur čovjeka ili endoskelet – čvrsto potporno tkivo koje podupire cijelu tjelesnu strukturu, održava oblik tijela te mu daje čvrstoću. Iako su iznimno čvrste, kosti su u unutrašnjosti šuplje te čine oko 14% ukupne tjelesne mase prosječnog čovjeka. Koštano tkivo je vrsta gustog vezivnog tkiva koja čini kompleksnu unutarnju i vanjsku strukturu kosti. Nekoliko je glavnih funkcija kosti, a najbitnija je zaštita unutarnjih organa (lubanja i kralježnica štite mozak i moždinu, rebra, organe prsnog koša i sl.). Druga glavna funkcija je da daju oblik, veličinu i potporu tijelu te omogućavaju kretanje. Također, kosti su krvotvorni organi jer sadrže crvenu koštanu srž u kojoj se stvaraju krvne stanice. Još se nazivaju i spremnicima minerala – kalcija i fosfata koji su nužni za rad tjelesnih stanica i daju

tvrdću kostima. Ukoliko dođe do povrede ili prijeloma, kosti se obnavljaju. Zato se kosti smatraju aktivnim živim tkivom u ljudskom organizmu [4].



Slika 1. Ljudski kostur s prednje i stražnje strane [3]

Ovisno o različitim faktorima i opterećenjima kosti imaju sposobnost funkcionalne adaptacije koju opisuje Wolff-ov zakon koji kaže da će se kost zdrave osobe prilagoditi opterećenju kojem je podvrgnuta. Konkretno, ako je stupanj opterećenja kosti povećan, dolazi do povećanja koštane mase, dok u suprotnom dolazi do smanjenja koštane mase [4].

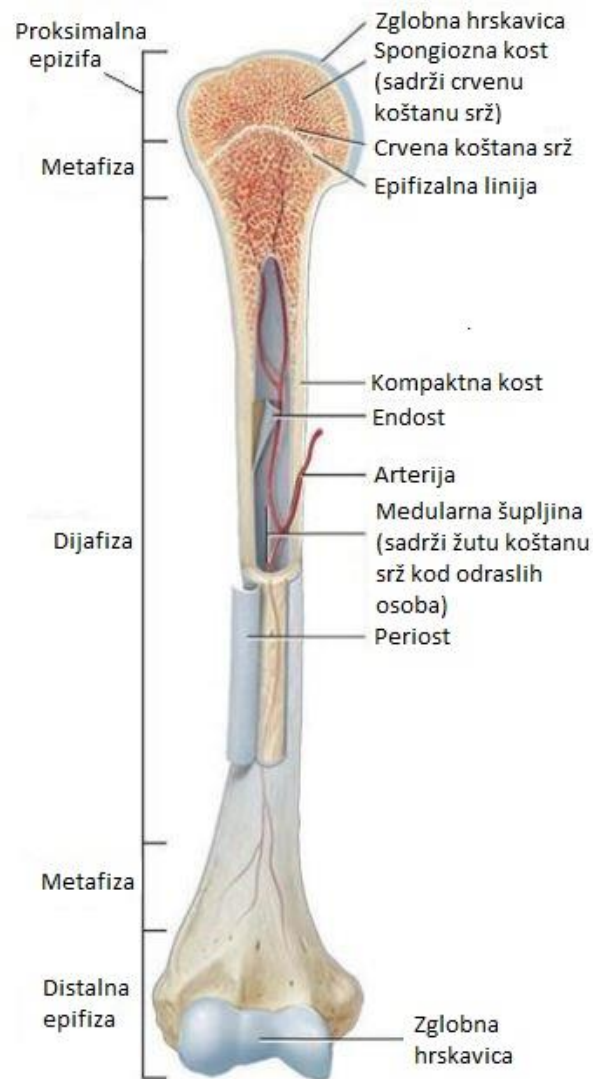
## 2.1. Građa kosti

Kosti su organi koje tvore koštani sustav, a ukupno ih u tijelu ima 206, i daju čvrsti okvir ljudskom tijelu. Međusobno su povezane čvrstim svezama (sinartrozama) ili pomičnim spojevima - pravim zglobovima. One daju potporu i oblik tijelu, tj. osiguravaju stabilnost tijela, te omogućuje uspravno držanje opirući se sili teži i djelovanju ostalih mehaničkih sila. Istodobno djeluju i kao sustav poluga pri izvođenju kretnji, povećavaju sile nastale kontrakcijom mišića i tako ih preko zglobova pretvaraju u kretnje. Uz to imaju i zaštitnu ulogu, zaštićuju vitalne organe kao što su mozak, leđna moždina, srce i pluća.

Koštano tkivo čini tvrda stanična mineralizirana tvar koja sadrži 65% anorganske tvari koju čine kalcij i fosfor u obliku hidroksiapatita i 35% organske tvari koju čine kolagen tipa I i ne vlaknasti proteini. Starenjem i ovisno o načinu života taj se omjer mijenja. Tijekom starenja se smanjuje udio organske tvari čime kosti postaju manje elastične i krhke, te su sklonije prijelomima i povredama. Proces izgradnje i razgradnje u finoj su ravnoteži, a na njih utječu brojni čimbenici kao što su hormonalni status, kemijski sastav krvi i fizičko opterećenje. Ukoliko kost miruje zbog imobilizacije ili paralize, dolazi do atrofije, te ona postaje slabija i manje gustoće. Ako je, naprotiv, kost izložena fizičkim opterećenjima, nova koštana masa će se razviti uzduž linija najvećeg opterećenja; te linije mogu se zamijetiti na uzdužnim presjecima nosivih kostiju. Unutar kosti nalaze se brojni mali kanalići za krvni protok i prehranu koštanih stanica [3].

Tokom embrionalnog razvoja većina kostiju je u formi hrskavice, osim plosnatih kostiju, koje se razvijaju iz vezivnog tkiva. Hrskavično tkivo postepeno se pretvara u koštano djelovanjem tvorbenih koštanih stanica – osteoblasta, u središtima okoštavanja. Ta središta okoštavanja nalaze se u srednjem dijelu i na krajevima kostiju. Tokom rasta, hrskavični kolutovi (epifizne hrskavice) postoje između središnjeg dijela i krajeva kostiju, i kad konačno okoštaju (kasni pubertet), prestaje rast kostiju.

Površina kosti, slika 2., izuzev dijela pokrivenog zglobovom hrskavicom, pokriva tanka, ali čvrsta, prokrvljena vezivna opna, pokosnica ili periost. Glavna je funkcija ove opne raspodjela krvnih žila i živaca na površini kosti, a štiti i pomaže pri cijeljenju prijeloma kosti. Dodatnu opskrbu krvlju omogućuju arterije što, zajedno sa živcima ulaze u kost kroz tzv. hranidbene otvore. Ispod pokosnice je sloj zbijenog koštanog tkiva, kompakta. Sloj kompaktne kosti omeđuje spužvastu kost, čiji su listići (lamele) poredani u smjerovima najvećeg opterećenja. Na taj se način uz malu težinu kosti postiže maksimalna otpornost na tlačna i vlačna opterećenja (princip minimum – maksimum). U središtu dugih, plosnatih kostiju nalaze se žuta koštana moždina i crvena koštana moždina, u kojoj se proizvode krvne stanice [3].



Slika 2. Presjek i građa kosti [4]

Prema slici 2., kost se može podijeliti na nekoliko dijelova [4]:

- epifiza
- dijafiza
- metafiza.

Na krajevima kostiju se nalaze zadebljani dijelovi (epifize), a središnji dio kosti (dijafiza), je šuplja i ispunjena koštanom srži. Ovisno o položaju na tijelu postoji proksimalna epifiza koja je bliža tijelu i distalna epifiza koja je bliža kraju ekstremiteta. Između epifiza i dijafize je metafiza.

Makroskopski gledano, kost se sastoji od dvaju različitih vrsta koštanog tkiva [4]:

- kompaktnog
- spužvastog

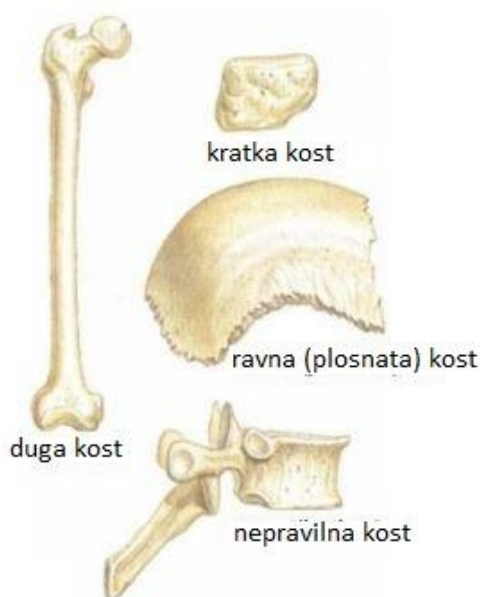
Prvo je zbijeno, gusto koštano tkivo koje se naziva kompaktna (kortikalna) kost. Makroskopski gledano nema prisutnih šupljina, a poroznost mu je 5 - 30%. Kompaktna kost izgrađuje površinski sloj kostiju te u cijelosti tvori stjenku trupa dugih kosti.

Drugo je spužvasto koštano tkivo, nazvano još i spužvasta (trabekularna) kost. Tvore ju mnogobrojne međusobno povezane koštane gredice koje čine stjenku punu međusobno povezanih šupljina u kojima se nalazi koštana srž. Spužvasta tvar se nalazi u kratkim i pločastim kostima, te u krajevima dugih kostiju.

## 2.2. Oblici i podjela kostiju

Tokom embrionalnog razvoja većina kostiju je u formi hrskavice, osim plosnatih kostiju koje se razvijaju iz vezivnog tkiva. Tokom vremena, hrskavično tkivo se postupno pretvara u koštano tkivo djelovanjem tvorbenih koštanih stanica. Kostu u dužinu rastu u prosjeku do 23. godine života te nakon toga samo rastu u širinu. Odrasla osoba ima 206 kostiju i one se prema obliku dijele (slika 3.) na [4]:

- cjevaste ili duge kosti
- kratke kosti
- pločaste kosti
- nepravilne kosti
- sezamske (sezamoidne) kosti.



Slika 3. Podjela kostiju prema obliku [3]

Cjevaste ili duge kosti su dugačke kosti u obliku cijevi. Stjenku dugih kosti tvori kompaktna kost što im omogućuje prenošenje velikih sila uz manju vlastitu težinu. Imaju veliku otpornost na savijanje. Krajevi ili epifize su površinski građeni od tankog sloja kompaktne tvari, a unutarnji dio je izgrađen od spužvaste tvari u čijim je šupljinama koštana srž. Većina kosti ruku i nogu su duge kosti.

Kratke kosti su najčešće četverokutnog oblika. Razvijaju se iz hrskavice i počinju se okoštavati nakon rođenja. Cijeli površinski dio tvori kompaktna tvar, a cijelu unutrašnjost ispunjava spužvasta tvar. Nalaze se na mjestima na kojima uglavnom djeluju tlačne sile, a to su kosti zapešća, skočnog zgloba i trup kralješka.

Pločaste kosti su tanke kosti s dvjema paralelnim površinama. Izgrađene su od triju slojeva kompaktne tvari između kojih je spužvasta tvar. Funkcije pločastih kostiju su da zaštite sadržaj određenih tjelesnih šupljina (npr. kosti lubanje) te su velike površine ovih kostiju polazišta mišića (npr. lopatica).

Nepravilne kosti su kosti nepravilna, neodređena oblika. Površinu ovih kostiju izgrađuje tanki sloj kompaktne tvari, a unutrašnjost je ispunjena spužvastom tvari. U ovu skupinu spadaju kralješci, pojedine kosti lubanje i zdjelična kost.

Sezamske ili sezamoidne kosti su kratke kosti koje se nalaze u tetivama pojedinih mišića. Funkcija im je udaljiti tetivu od zgloba, povećavajući kut između tetive i kosti, kako bi mišić učinkovitije obavljao svoju funkciju. Najveća sezamska kost je iver (patella) koja se nalazi u sklopu koljenog zgloba [4].

### **2.3. Zglobovi**

Zglobovi su spojevi između kostiju, i dio su kostura koji omogućuje pokrete. Dijelimo ih, prema građi, u tri skupine [3]:

- vezivni (fibrozni) zglobovi, kao npr. šavovi, spojevi između kostiju lubanje spojeni samo vezivnim tkivom, slika 4.



Slika 4. Vezivni zglob: šavovi lubanje [3]

- hrskavični (kartilaginozni) zglobovi, kao npr. preponska simfiza
- pravi (sinovijalni) zglobovi, najčešći su i najpokretljiviji, slika 5. Kod ovih zglobova, zglobne plohe su pokrivene zglobnom hrskavicom, a unutar zglobne šupljine nalazi se zglobna (sinovijalna) tekućina, koja podmazuje i hrani zglobnu hrskavicu. Izbočena zglobna ploha čini konveksno zglobno tijelo, a udubljena konkavno zglobno tijelo. Zglob omeđuju dva lista zglobne čahure – vanjski (fibrozni), građen od čvrstog veziva i unutrašnji (sinovijalni) koji luči zglobnu tekućinu. Zglob učvršćuju sveze ili ligamenti, koji stabiliziraju zglob i ograničavaju amplitudu pokreta. Neki ligamenti se nalaze unutar zgloba i zglobne čahure (npr. križni ligamenti koljena), neki su urasli u zglobnu čahuru, a neki se nalaze izvan zgloba, odvojeni od zglobne čahure. Sinovijalne vrećice često se nalaze u blizini zgloba, a funkcija im je da spriječe trenje na mjestima gdje tetive prelaze blizu kosti.

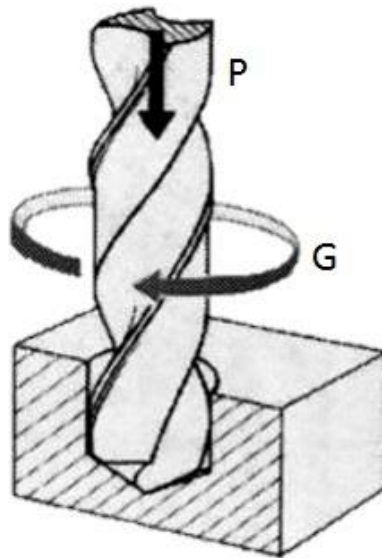


Slika 5. Pravi (sinovijalni) zglob: presjek ramenog zgloba u čeonj ravlini [3]



### 3. BUŠENJE

Bušenje je postupak obrade odvajanjem čestica (rezanjem) koji se upotrebljava za bušenje provrta manjih promjera (5-10 mm) ili proširivanje provrta većih promjera. Izvodi se na alatnim strojevima, pretežno bušilicama, pri čemu je glavno gibanje kružno kontinuirano, a posmično gibanje pravolinijsko kontinuirano i izvodi se istodobno kad i glavno gibanje. Ako se obrada izvodi na bušilicama sva gibanja izvodi alat. Alat za bušenje je svrdlo, definirane geometrije reznog dijela, s dvije glavne rezne oštrice i jednom poprečnom oštricom koja otežava obradu [5].



Slika 6. Postupak bušenja [5]

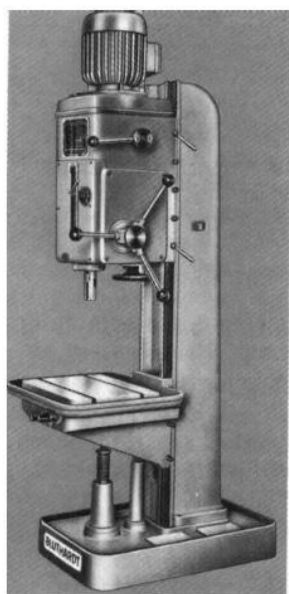
Svrkla se dijele na [5]:

- spiralna svrdla,
- svrdla za središnje uvrte,
- posebna svrdla za duboko bušenje.

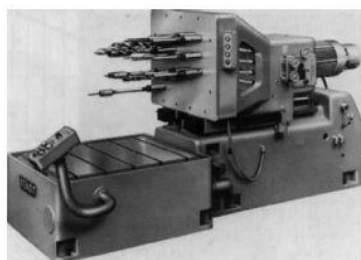
Bušenje karakterizira [5]:

- promjenjiva brzina rezanja duž glavne oštrice,
- promjenjivi kutovi rezanja duž glavne oštrice,
- otežano odvođenje odvojene čestice i dovod SHIP-a,
- mala krutost sustava.

Na slici 7., mogu se vidjeti neke od osnovnih vrsta bušilica. Tu je još moguće navesti: ručne bušilice, prijenosne električne bušilice, stolne bušilice, stolno stupne bušilice, redne bušilice, revolverske bušilice, viševretene bušilice, radijalne bušilice, vodoravne bušilice, bušilice glodalice, bušilice za duboko bušenje, bušilice za urezivanja navoja [6].



**Stupna bušilica**



**Viševretna bušilica**



**Koordinatna bušilica**

Slika 7. Razne vrste bušilica [5]

Ukoliko je potrebno bušiti manji broj provrta ili na manjem broju komada, bušenje se obično izvodi stolnom, stupnom ili radijalnom bušilicom. Pri bušenju provrta većih promjera treba predbušiti, da se smanji aksijalna sila bušenja. Za veličinu predbušenog provrta uzima se oko 50% nazivnoga promjera [7].

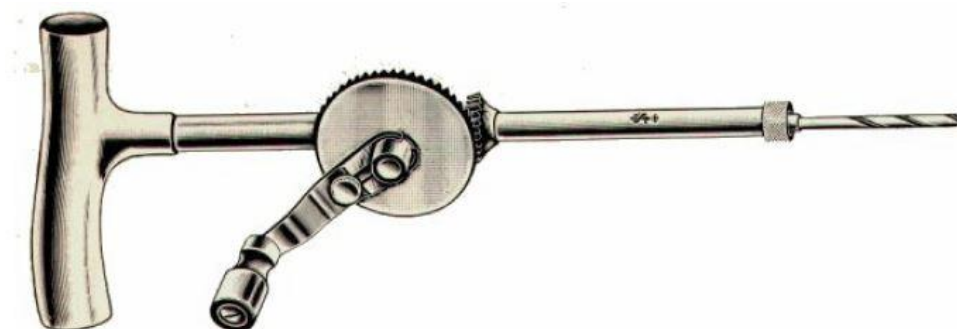
Podjela bušenja se može izvršiti na više načina. Može se gledati s aspekta materijala koji se buši, izvodi li se bušenje ručno ili strojno, buši li se prolazni ili neprolazni provrt itd. Sve to ovisi o konstrukciji alata, odabiru stroja za bušenje, materijalu alata, dobivenoj odvojenoj čestici (isprekidana, isjeckana ili kontinuirana), metodi hlađenja i podmazivanja. Kod spiralnih svrdla koja se danas najviše upotrebljavaju istovremeno su u zahvatu dvije glavne oštrice koje rade slično kao tokarski noževi, a pored njih na svrdlu se nalazi još jedna poprečna oštrica koja ima jako nepovoljne kutove rezanja [8].

Prednost bušenja jest u tome da je postupak primjenjiv za gotovo sve materijale, moguće ga je primijeniti i kod raznovrsnih oblika geometrije obradaka, pogodan je za ostvarivanje sve strožih tolerancija i specifičnih kvaliteta obrađenih površina te je primjenjiv i kod različitih veličina serije proizvoda. Sve to daje procesu bušenja presudnu važnost u postupku odabira tehnologije obrade.

Kontinuirani razvoj industrije, znanstvenih metoda te udovoljavanje specifičnim potrebama tržišta doveli su do razvoja postupka bušenja, alata za bušenje i prateće opreme da danas praktički nema ograničenja u pogledu obrade raznovrsnih konstrukcijskih materijala, naročito onih s visokom tvrdoćom te različitih i zahtjevnijih oblika geometrije obradaka [1].

Alat za bušenje je svrdlo, definirane geometrije reznog dijela, s dvije glavne rezne oštrice i jednom poprečnom oštricom koja otežava obradu.

Različiti oblici ručnih bušilica koje se primjenjuju u medicini pri traumatološkim zahvatima prikazani su na slikama 8, 9, 10 i 11.



Slika 8. Ručna bušilica [9]



Slika 9. Ručna bušilica [9]

Pneumatska bušilica, prikazana na slici 10., puno se češće koristila u praksi od električnih bušilica, zbog specifičnosti uvjeta u kojima se upotrebljavaju i potrebe za sterilizacijom prije svakog zahvata. Sama izvedba bez dijelova osjetljivih na povišenu temperaturu omogućava jednostavnu sterilizaciju pneumatskih bušilica. No ipak, razvojem pogonskih motora i upravljačkih regulatora, danas se može naći sve više električnih bušilica.



Slika 10. Pneumatska bušilica [9]

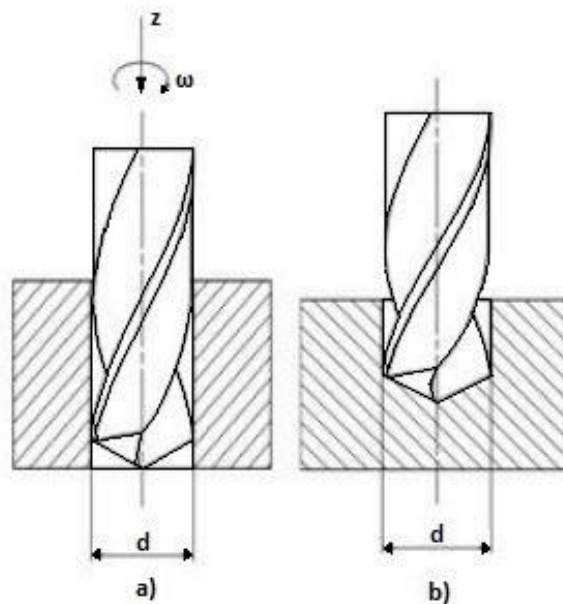


Slika 11. Bušilica s električnim pogonom [9]

### 3.1. Svrdla

Svrdla su alati koji se upotrebljavaju za bušenje i proširivanje provrta različitih dubina u raznim materijalima. Svrdlo ima definiranu geometriju reznog dijela s dvije glavne oštrice koje režu materijal i jednom poprečnom odnosno nultom oštricom koja nam otežava obradu. Rezni dio svrdla izrađuje se od materijala veće tvrdoće od obrađivanog materijala, a za njegovu izradu najčešće se koriste brzorezni čelik i tvrdi metal. Korištenjem odgovarajućeg alata (svrdla), izrađuju se prolazni i neprolazni provrti ili se proširuju provrti manjeg promjera.

Prolazni provrt nastaje kada svrdlo u procesu bušenja prolazi kroz cijelu dubinu materijala (slika 12a), dok neprolazni provrt ili slijepi provrt nastaje kada se bušenje prekida na raznim dubinama bušenog materijala i ne postoji izlazni provrt (slika 12b). Glavno i pomoćno gibanje pri tome vrši svrdlo. Glavno gibanje predstavlja kružno (rotacijsko), a pomoćno (posmično) gibanje - pravolinijsko gibanje svrdla u smjeru osovine svrdla [10].



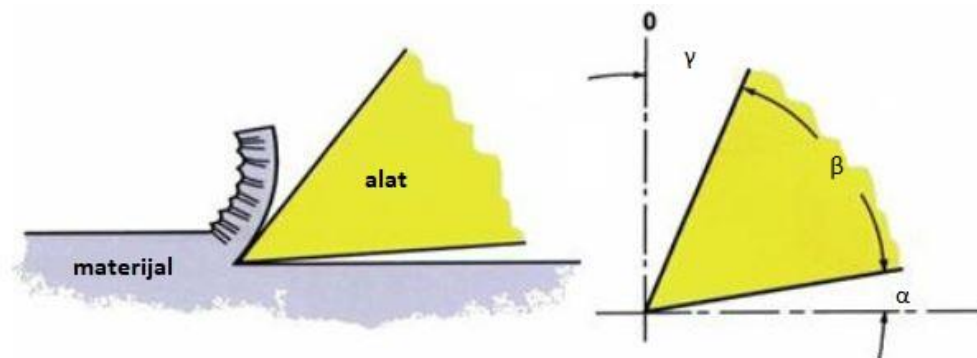
Slika 12. Bušenje spiralnim svrdlom [10]

Postoji više različitih podjela svrdla, a najviše se upotrebljava podjela prema načinu korištenja i izgledu radnog odnosno aktivnog dijela svrdla. Prema tome svrdla se mogu podijeliti na [10]:

- spiralna svrdla,
- svrdla s pločicama od tvrdog metala,

- ravna svrdla,
- zabušivače,
- specijalne izvedbe spiralnih svrdla,
- noževi i motke za bušenje.

Sam proces odvajanja čestica shematski je prikazan na slici 13. Kut koji stražnja površina svrdla zatvara s površinom okomitom na os svrdla naziva se stražnji kut  $\alpha$ . Prednja površina svrdla zatvara s pravcem osi svrdla prednji kut  $\gamma$ , dok je kut između prednje i stražnje površine kut  $\beta$ , te se kao i kod tokarskog noža naziva kut klina odnosno kut oštrenja [11].



Slika 13. Proces odvajanja čestica [11]

Zadatak svakog reznog alata za obradu materijala odvajanjem čestica je ispunjavanje dva uvjeta [11]:

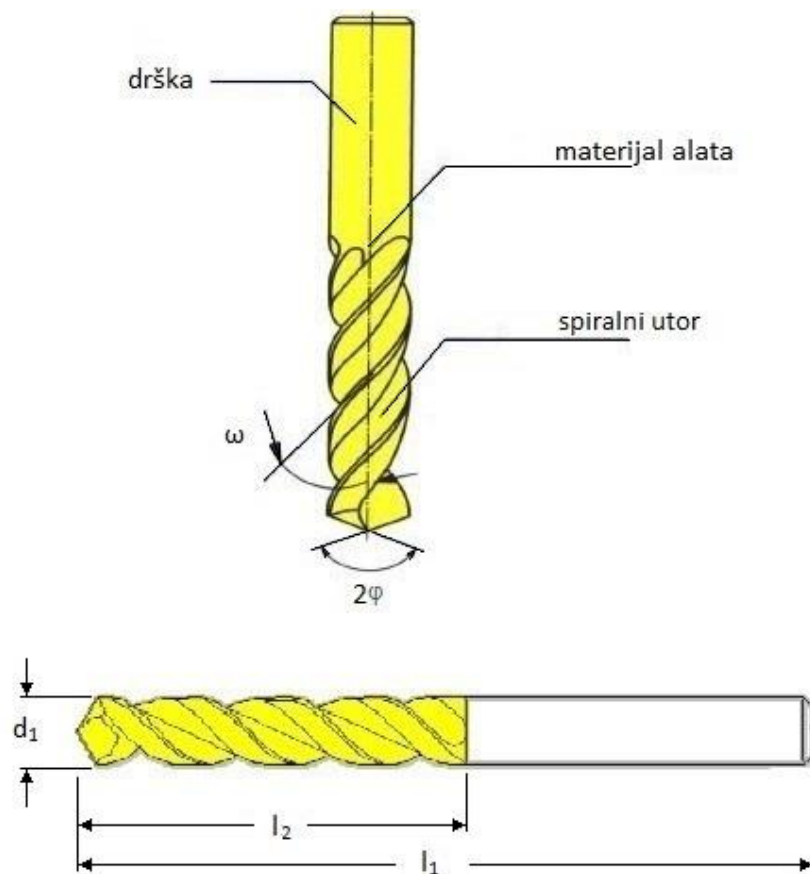
- skinuti određeni sloj materijala s obratka uz nastojanje da se skine što veća količina materijala u jedinici vremena
- oblikovati provrt potrebnih dimenzija uz traženu kvalitetu obrade

Pouzdanost i trajnost alata te kvaliteta obrađene površine ovisi o toplini koja je unesena u postupku obrade. Zbog toga materijali alata moraju također ispunjavati određene uvjete [11]:

- dovoljnu temperaturnu izdržljivost (da se zadrži tvrdoća na oštrici alata pri temperaturi koju određuje režim obrade)
- dovoljnu čvrstoću i žilavost koja se suprotstavlja mehaničkim naprezanjima statičke i dinamičke naravi
- dovoljnu čvrstoću i tvrdoću koja se suprotstavlja mehaničkom trošenju oštrice i površina na alatu koje su u dodiru s odvojenim česticom i obratkom.

### 3.2. Geometrijski parametri spiralnog svrdla

Spiralna svrdla najčešća su svrdla koja se upotrebljavaju za izradu provrta, a sastoje se od reznog i steznog dijela. Stezni dio služi za prihvat svrdla i za prijenos okretnog momenta, a može biti cilindričnog oblika koji je najčešći kod manjih svrdla i svrdla za ručno bušenje ili konusnog oblika kod svrdla za strojnu obradu. Rezni dio spiralnog svrdla sastoji se od prednje površine, stražnje površine, glavne oštrice (spoj prednje i stražnje oštrice), utora za odvođenje čestica i za dovod sredstva za hlađenje, poprečne ili nulte oštrice. Samo tijelo radnog dijela spiralnog svrdla također se izvodi konusno, a svrha toga je smanjenje trenja. Danas se najčešće upotrebljavaju spiralna svrdla kod kojih su istovremeno u zahvatu dvije glavne rezne oštrice. Osim njih spiralno svrdlo ima i poprečnu oštricu koja ima jako nepovoljne kutove rezanja, ali se zbog konstrukcijskih razloga ne može izbjeći. Na slici 14. prikazano je spiralno svrdlo [12].



Slika 14. Spiralno svrdlo [1]



Dužina radnog dijela svrdla  $l_2$ , određuje se prema potrebi dubine bušenja i skraćivanja svrdla pri bušenju. Dužina radnog dijela svrdla  $l_2$  ne smije biti manja od [1]:

$$l_2 = l_a + 3 \cdot d_1 \quad (3.1.)$$

gdje je:

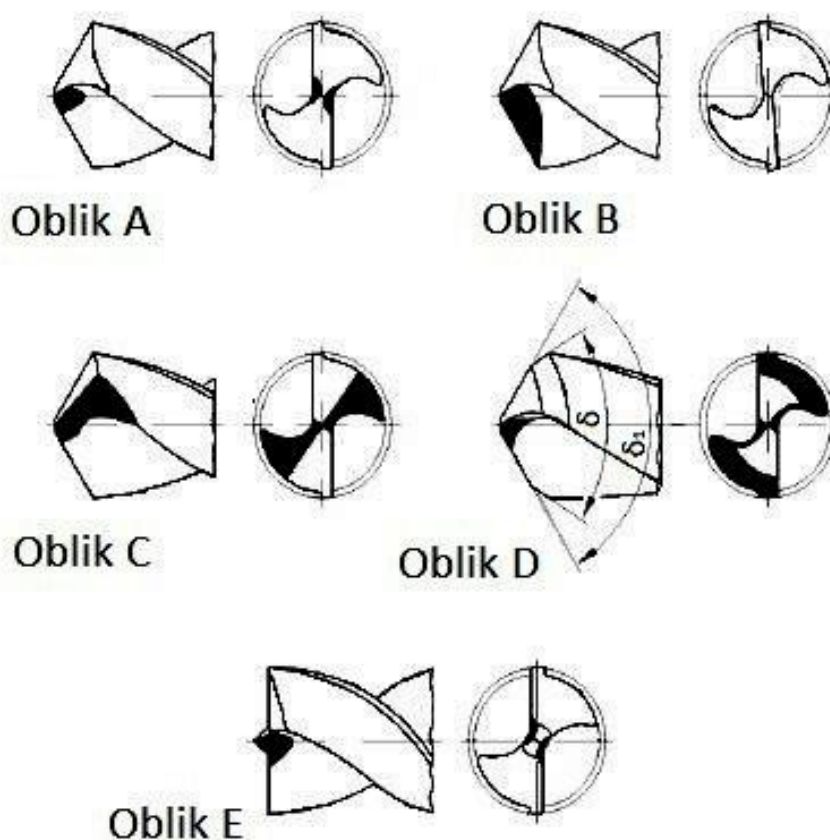
$l_a$  - dubina bušenja

$l_1$  - ukupna duljina svrdla

$l_2$  - duljina radnog dijela svrdla

$d_1$  - promjer svrdla

Podjela svrdla prema geometriji oštrice prikazana je na slici 15.

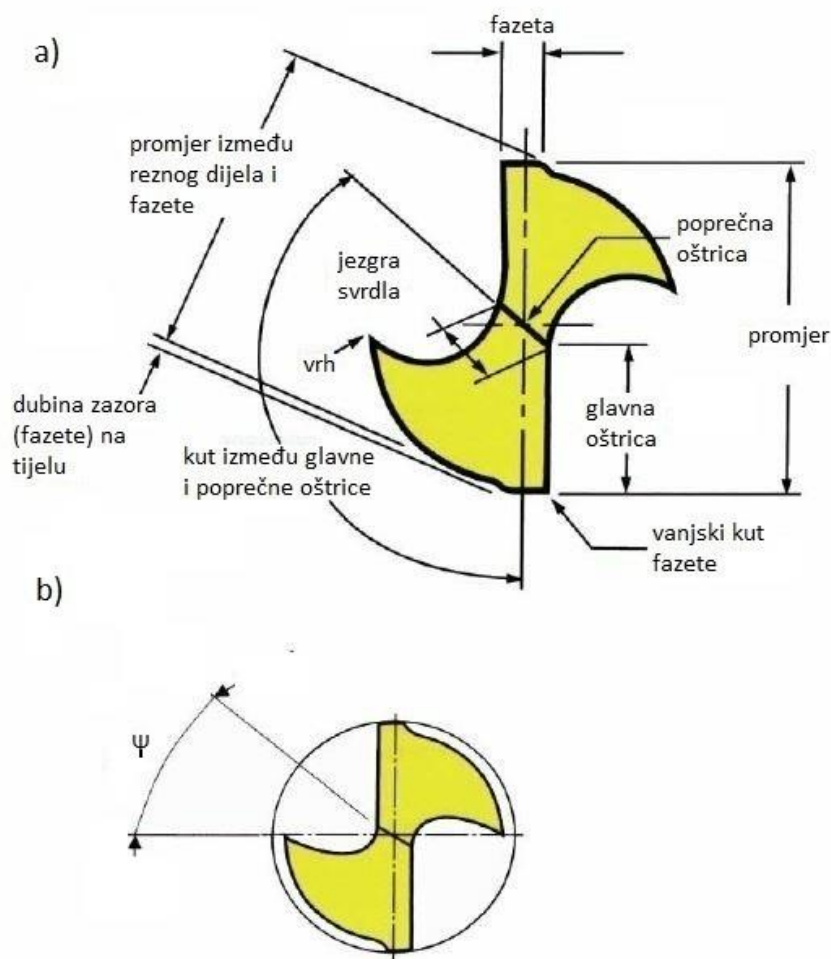


Slika 15. Podjela svrdla prema geometriji oštrice [6]



Navedena svrdla s obzirom na geometriju oštrice imaju različite rezultate djelovanja prilikom bušenja [1]:

- svrdla oblika A i C neznatno povećavaju silu rezanja
- svrdlo oblika B omogućuje stabilizaciju glavne oštrice
- svrdlo oblika D ima jednostruko lomljenu oštricu što ima za cilj smanjenje presjeka odvojene čestice te se smanjuje mehaničko i toplinsko opterećenje oštrice
- svrdlo oblika E ima oštiji vrh koji mu omogućava lakši ulazak u materijal i bolje centriranje, tj. olakšan ulaz svrdla u materijal pa se javljaju manje vibracije, čime je vođenje svrdla bolje, a kvaliteta same površine veća.



Slika 16. Presjek spiralnog svrdla [10]

*Glavna oštrica* nastaje presjekom zavojne površine i stražnje površine koja je dio plohe stošca.

*Poprečna oštrica* nastaje presjekom ploha dvaju stožaca čiji su vrhovi na suprotnim stranama, tj. to je linija koja se dobije presijecanjem dviju stražnjih površina. Skraćanjem poprečne oštrice poboljšavaju se uvjeti rezanja.

*Prednja površina* je zavojna površina utora po kojoj klizi odvojena čestica.

*Stražnja površina* je površina okrenuta prema površini rezanja.

*Kut vrha svrdla  $2p$*  je kut što ga zatvaraju dvije glavne rezne oštrice. Ovaj kut odabire se prema materijalu koji se obrađuje, pošto utječe na prednji geometrijski kut  $\gamma$ , stražnji geometrijski kut  $\alpha$ , kao i na otpornost jezgre svrdla. S povećavanjem kuta  $2p$  povećava se i otpor rezanja, a samim tim su i veća naprezanje svrdla na uvijanje i izvijanje.

*Kut poprečne oštrice  $\psi$*  je kut što ga zatvara poprečna oštrica s ravninom koja prolazi glavnom oštricom paralelno sa smjerom osi svrdla. Kut poprečne oštrice daje veću silu posmaka što sve skupa dovodi do većeg utroška snage.

### 3.3. Sile i momenti kod postupka bušenja

U idealnim uvjetima poprečni presjek odvojene čestice na svakoj reznoj oštrici je jednak, što uvjetuje i jednake sile rezanja [4]:

- sile na glavnim oštricama:
  - dvije jednake i suprotno usmjerene glavne sile rezanja  $F_c/2$ ,
  - dvije jednake i istog smjera posmične sile  $F_f/2$ ,
  - dvije jednake i suprotno usmjerene natražne sile  $F_p/2$ ;
- sile na poprečnoj oštrici:
  - dvije jednake i suprotno usmjerene glavne sile rezanja poprečne oštrice  $F_{cp}/2$ ,
  - posmična sila poprečne oštrice  $F_{fp}$ ;
- sile trenja  $F_t/2$  uzrokovane trenjem svrdla, obrađene površine i odvojenih čestica.

Aksijalna sila bušenja  $F_a$  određena je rezultantom svih vertikalnih komponenti, odnosno:

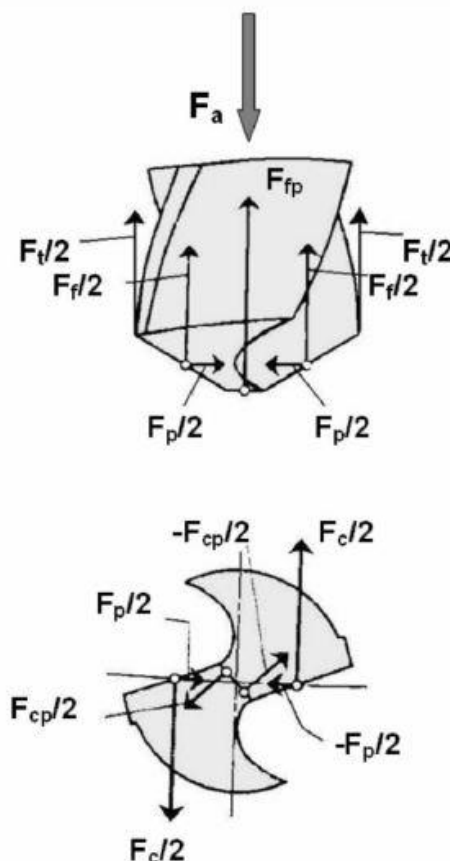
$$F_a = F_f + F_{tp} + F_t \quad (3.2)$$

Ukupni moment  $M_u$ , kojim je opterećeno svrdlo čine: moment glavnih sila rezanja  $M_{F_c}$ , moment glavnih sila rezanja poprečne oštrice  $M_{F_{cp}}$  i moment sila trenja  $M_{F_t}$ :

$$M_u = M_{F_c} + M_{F_{cp}} + M_{F_t} \quad (3.3)$$

Istraživanja su pokazala da od ukupne aksijalne sile oko 45 % otpada na posmične sile glavnih oštrica, oko 50 % na posmičnu silu poprečne oštrice i oko 5 % na savladavanje sile trenja. Od ukupne vrijednosti momenta bušenja, oko 80 % se odnosi na moment na glavnim reznim oštricama, oko 10 % na moment izazvan silama na poprečnoj oštrici i oko 10 % na moment sila trenja koje se javljaju na rubovima svrdla [13].

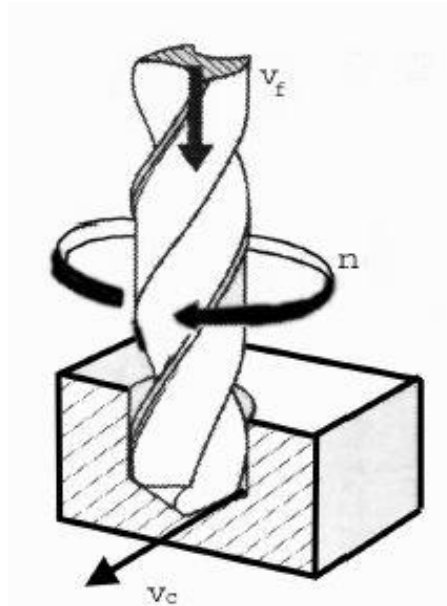
Za homogene materijale obratka utvrđeni su izrazi kojima je uz poznavanje geometrijskih parametara svrdla, posmaka i vrste obrađivanog materijala na osnovi presjeka odvojene čestice moguće približno odrediti iznose momenta i aksijalne sile [14]. Slika 17. prikazuje sile rezanja koje tijekom bušenja djeluju na svrdlo.



Slika 17. Sile rezanja kod bušenja [14]

### 3.4. Elementi režima obrade u postupku bušenja

Jedan od ciljeva kod procesa odvajanjem čestica je da kod obrade nekog materijala alat što duže traje. To znači da bi kod odabira brzine rezanja bilo najprihvatljivije izabrati onu brzinu kod koje će produktivnost proizvodnje biti najveća. Na slici 18., prikazan je shematski prikaz bušenja spiralnim svrdlom.



Slika 18. Shematski prikaz bušenja spiralnim svrdlom [10]

Dubina rezanja  $a_p$  pri bušenju u punom materijalu iznosi:

$$a_p = \frac{D}{2} \quad (3.4)$$

Posmak  $f$  je put koji obavi svrdlo u pravcu osi alata za jedan okret alata.

$$f = f_z \cdot z \quad (3.5)$$

Gdje je:

$f_z$  - posmak za jednu oštricu

$z$  - broj oštrica (za svrdlo  $z=2$ )

Posmična brzina  $v_f$  ili posmak u jedinici vremena računa se iz poznatog posmaka i broja okretaja svrdla:

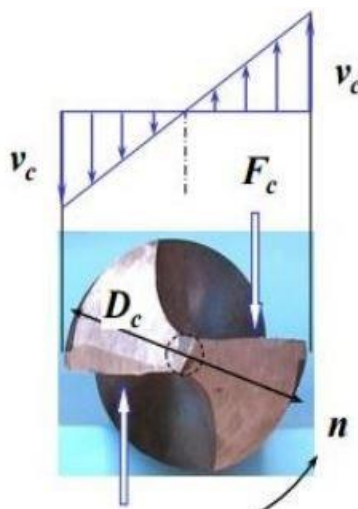
$$v_f = f \cdot n = f_z \cdot z \cdot n \quad (3.6)$$

Pri bušenju dubokih provrta potrebno je, zbog otežanog odvođenja odvojene čestice i smanjene krutosti svrdla s povećanjem dubine bušenja, smanjiti posmak. Pored toga potrebno je kod dubokih provrta povremeno izvlačiti svrdlo radi čišćenja njegovih utora, odnosno radi izbacivanja odvojenih čestica. Izbor posmaka uglavnom se vrši s obzirom na otpornost elemenata mehanizama za posmično gibanje, s obzirom na samu stabilnost sustava *alat -alatni stroj – obradak* kao i kada je u pitanju obrada veće dubine, s obzirom na mogućnost odvođenja odvojene čestice.

Brzina rezanja  $v_c$  izračunava se prema izrazu:

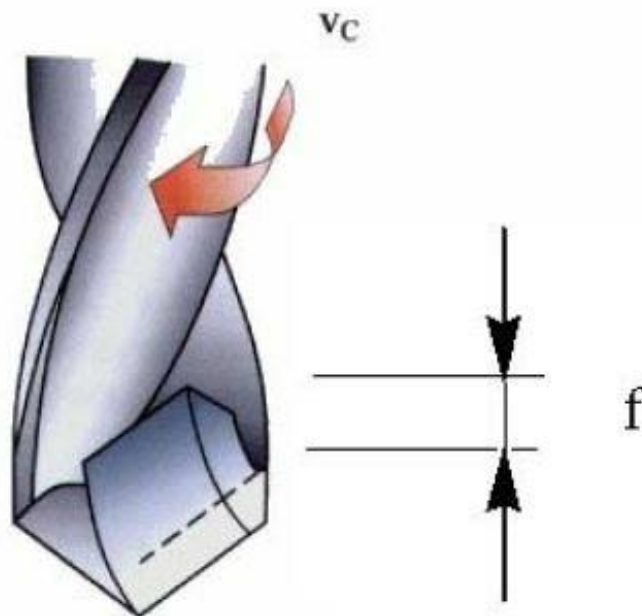
$$v_c = d \cdot \pi \cdot n \quad (3.7)$$

Važno je pojasniti i točno definirati pojam brzine rezanja. Poznato je da svrdlo vrši složeno gibanje, tj. okreće se i istovremeno aksijalno pomiče. Okrećući se, njegove oštrice zahvaćaju materijal i režu ga u obliku čestice. Brzina kojom se pokreće oštrica nije brzina rezanja. To bi bilo točno kad bi se oštrice svrdla gibale pravocrtno. Međutim, budući se oštrice svojim položajem prostiru od središta prema rubu, pri okretanju neke će točke imati nejednoliku brzinu, slika 19.



Slika 19. Različiti profili brzine duž oštrice [5]

Prema tome, za brzinu rezanja usvojena je ona brzina kojom se pokreću krajnje točke na oštricama svrdla, odnosno pod pojmom brzine rezanja podrazumijeva se obodna brzina najvećeg promjera svrdla. U osi svrdla brzina je jednaka nuli, a na obodu ona je maksimalna. Kao brzina rezanja uvijek se uzima maksimalna brzina, jer ona određuje vijek trajanja svrdla [10].



Slika 20. Shematski prikaz brzine rezanja  $v_c$  i posmaka  $f$  [10]

### 3.5. Materijali i prevlake kod izrade svrdla

Za izradu svrdla koriste se sljedeći materijali [10]:

- alatni, *ugljični i niskolegirani čelici*, maksimalne temperature rezanja do 250 °C i brzine rezanja do 20 m/min (C1940, C4145, C3840),
- *brzorezni čelici* (engl. *HSS – High Speed Steel*), (C6880, C6981), podnose temperature rezanja do 600 °C i brzine rezanja 60-70 m/min,
- *rezná keramika*, postoji crna i bijela keramika za izradu reznih pločica (bijela keramika  $Al_2O_3+ZnO_2$ , crna keramika  $Al_2O + (WC+TiC+TiN)$ , podnosi temperature 1300-1400 °C i pri temperaturi 1000 °C ima veću tvrdoću nego tvrdi metal pri 20 °C, dok je teoretski moguća brzina 1200 m/min, postojanost alata je vrlo velika
- *umjetni dijamant*, upotrebljava se za alate s definiranom geometrijom

- *kubični borov nitrid*, temperatura postojanost mu je do 1400 °C, te postiže vrlo velike brzine rezanja
- *tvrdi metal*: K 01, 10, 20... - sastoji se od volframofih karbida (WC+Co) i kobaltova veziva, služe za obradu ljevova, tvrdih ljevova i tvrdih kaljenih materijala; P 01, 10, 20, 30...-(WC+TiC+Co) služi za obradu čelika; M 01, 10, 20, 30...-(WC+TiC+TaC+Co) koristi se za najteže obradive materijale (C4571, INOX 18/10)

Osim materijala od kojeg je svrdlo izrađeno danas su u velikoj primjeni i prevlake svrdla od drugih vrsta materijala koje dodatno poboljšavaju svojstva svrdla ovisno o njegovoj namjeni. Tu spadaju [10]:

- *titan-nitrid* (TiN) je tvrd, keramički materijal (2100-2500 HV ) kojim se uobičajeno oblaže spiralno svrdlo i produžuje vijek bušenja tri ili više puta,
- *titan-karbon-nitrid* (TiCN) tvrdoće od 3000 do 4000 HV je također dvoslojna prevlaka koja produžuje vijek trajanja alata i do nekoliko puta,
- *titan-aluminij-nitrid* (TiAlN) modificirana dvoslojna prevlaka koja produžuje vijek trajanja reznog alata pet ili više puta te je u usporedbi sa navedenima bolji izbor i po svojoj tvrdoći na sobnoj temperaturi 3000-3500 HV i otpornosti oksidaciji (800 °C)

U traumatologiji i ortopediji svrdlima se buše provrti u kostima putem kojih se vijcima fiksiraju implantati na mjestu prijeloma. Implantati moraju biti sastavljeni od materijala otpornog na koroziju. Najčešće se sastoje od 0.3% ugljika, 17-19% kroma, 13-15% nikla, 3% molibdena, 2% mangana i do 60% željeza. Implantati se također izrađuju od titana koji je bio-kompatibilan i otporan na koroziju. Titan vrlo rijetko dovodi do alergijskih reakcija te je pogodan kao implantat koji ostaje u tijelu duže vrijeme.

Rezni dio svrdla izrađuje se od materijala znatno veće tvrdoće od obrađivanog materijala. Za razliku od osteosintetskih implantata za svrdla nije od presudne važnosti da budu otporni na koroziju jer ne ostaju u dugom vremenskom kontaktu s tkivnim tekućinama i tkivom kao implantati. Važne karakteristike svrdla su da rezna oštrica svrdla zadrži svoja svojstva kao što je oštrina u što većem broju bušenja, kao i da zadržava sva prvobitna svojstva nakon višekratnih sterilizacija. Najčešće se sastoje od 0.85% ugljika, 18% kroma, 1% molibdena, 1% mangana, 1 % silicija i 78% željeza.

### 3.6. Svrdla i vodilice u medicini

Primjena svrdla u medicini jednako je značajna kao i u strojarstvu jer je nemoguće postaviti vijke, žice, pločice te vanjske fiksatore bez prethodnog bušenja kosti. Na slici 21. prikazano je standardno svrdlo Komet, promjera 4,5 mm.



Slika 21. Svrdlo Komet [14]

Na slici 22. prikazani su različiti oblici svrdala koja se primjenjuju u različitim područjima medicine.



Slika 22. Standardna svrdla u medicini [9]

Uporaba vodilica omogućuje prolaz svrdla kroz kortikalis najčešće pod pravim kutom. Time je omogućen najkraći prolaz svrdla kroz kost što rezultira i najkraćim vremenom bušenja. Kraće vrijeme bušenja, uzrokuje i manji porast temperature kosti. Drugi tipovi vodilica izrađeni su tako da ne ulaze kroz kortikalis pod pravim kutom nego da ulaze pod određenim kutom kao kod prijeloma gornjeg dijela natkoljenične kosti. Prednost vodilice u takvim slučajevima je bušenje u željenom smjeru bez ponavljanja jer



ponovljena bušenja produljuju trajanje bušenja, a i dodatno oštećuju kost zbog promjena smjera bušenja.



Slika 23. Vodilica za svrdlo [9]

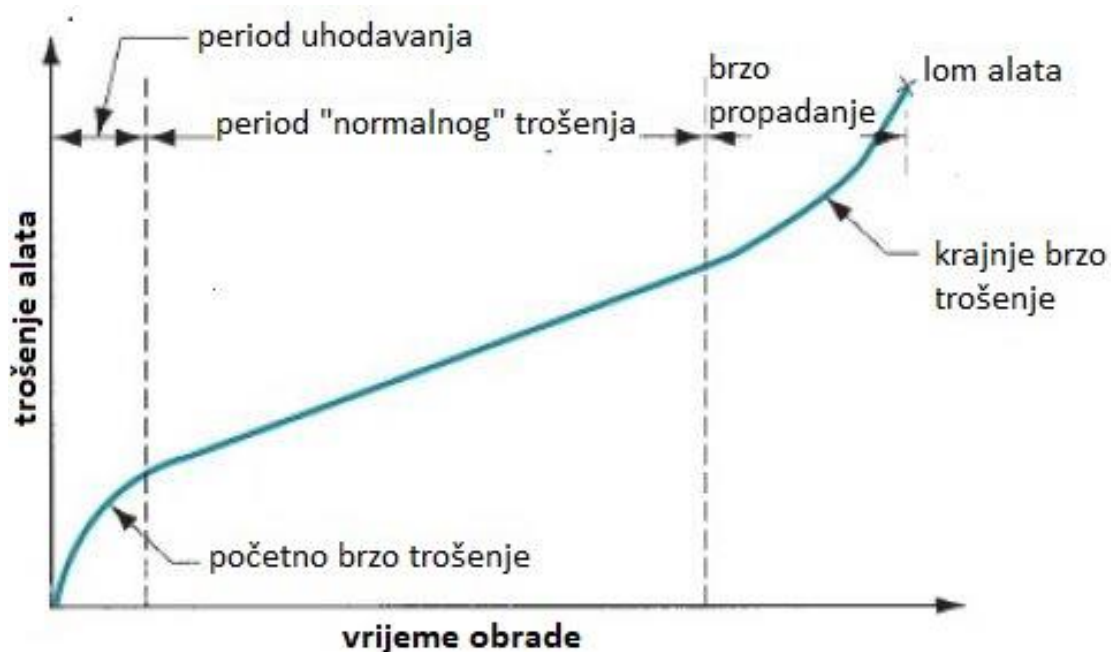
## 4. TROŠENJE

Trošenje je postupni gubitak materijala s površine krutog tijela uslijed dinamičkog dodira s drugim krutim tijelom, fluidom i/ili česticama [15].

Sve procese obrade odvajanjem neizbježno prati i proces trošenja oštrice reznog alata. Proces trošenja nastaje kao posljedica opterećenja kojima je alat izložen tijekom procesa obrade. Obzirom na veliki broj ulaznih parametara, i na to da su i kvantitativne i kvalitativne prirode, složenost i broj mogućih interakcija je vrlo velik.

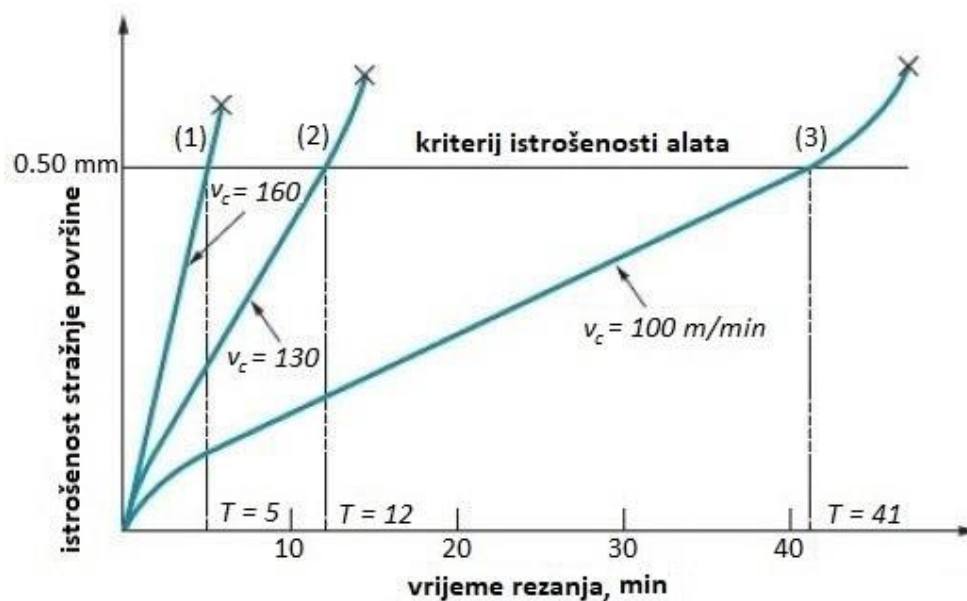
### 4.1. Taylor-ov princip trošenja alata

Nagibi krivulja trošenja u pojedinim periodima ovise o obrađivanom materijalu i parametrima obrade. Teže obradivi materijali uzrokuju brže povećanje istrošenosti alata (veći nagib krivulje). Povećana brzina rezanja, posmak i dubina rezanja imaju sličan učinak na krivulju trošenja. Povećanje brzine rezanja uglavnom utječe na povećanje trošenja, a tek manjim dijelom povećanje posmaka i dubine rezanja [16].



Slika 24. Vijek trajanja alata [16]

Na slici 25., mogu se vidjeti tri različite krivulje trošenja s različitim brzinama rezanja. Može se primijetiti da s porastom brzine rezanja raste i intenzitet trošenja pa se tako isti iznos trošenja postiže u kraćem vremenu.



Slika 25. Tri različite krivulje trošenja s različitim brzinama rezanja [16]

Vijek trajanja alata najčešće je definiran kao potrebno vrijeme rezanja u kojem se alat može koristiti do trenutka pojave prevelikog stupnja istrošenosti ili loma. U stvarnosti se alat vrlo rijetko koristi do tog trenutka zbog prevelikog utjecaja na točnost dimenzija obrade, kvalitetu obrade i nemogućnosti ponovnog oštrenja alata.

Osnove odnosa brzine rezanja i vijeka trajanja alata, što se može vidjeti na slici 26., postavio je F. W. Taylor oko 1900. godine. Taj odnos može se izraziti pomoću skraćene formule Taylor-ovog izraza [16]:

$$C_T = v_c \cdot T^m \quad (4.1)$$

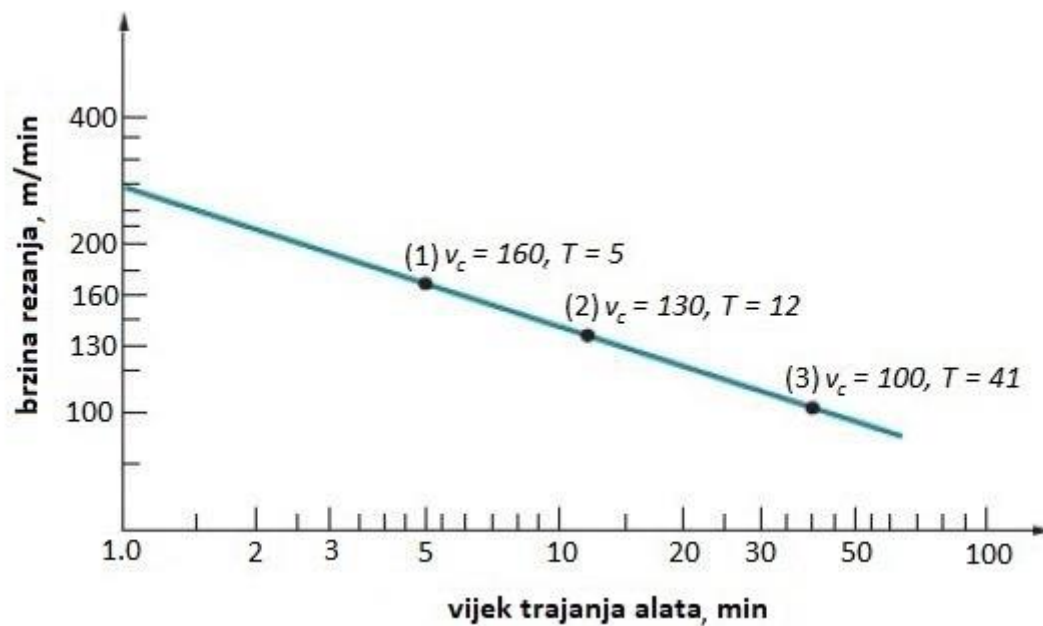
gdje je:

$C_T$  = Taylorova konstanta

$v_c$  = brzina rezanja [m/min]

$T$  = vijek trajanja alata

$m$  = eksponent postojanosti



Slika 26. Odnos brzine rezanja i vijeka trajanja alata [16]

Fizikalni smisao konstante  $C_T$  je da predstavlja brzinu pri kojoj bi postojanost alata iznosila jednu minutu, odnosno jednu vremensku jedinicu.

#### 4.2. Trošenje reznih alata

Mehanizmi trošenja opisuju se jediničnim događajima. Jedinični događaj je slijed zbivanja koji dovodi do odvajanja jedne čestice trošenja s trošene površine. On uvijek uključuje proces nastajanja pukotina i proces napredovanja pukotina.

Četiri osnovna mehanizma trošenja [15]:

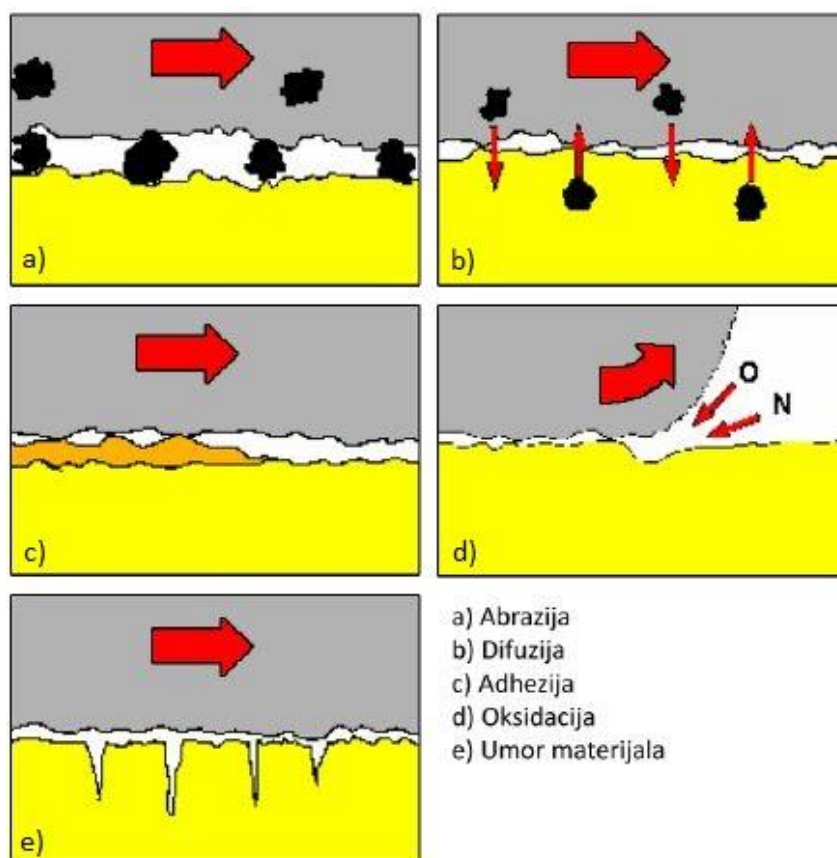
- abrazija,
- adhezija,
- umor površine
- tribokorozija

Procesi trošenja kod obrade odvajanjem čestica mogli bi se podijeliti u dvije skupine [17]:

- procesi koji su posljedica mehaničkog djelovanja
- procesi koji su posljedica fizikalno-kemijskog djelovanja između alata, obratka i okoline.

Procesi trošenja, slika 27., kod obrade odvajanjem čestica su [17]:

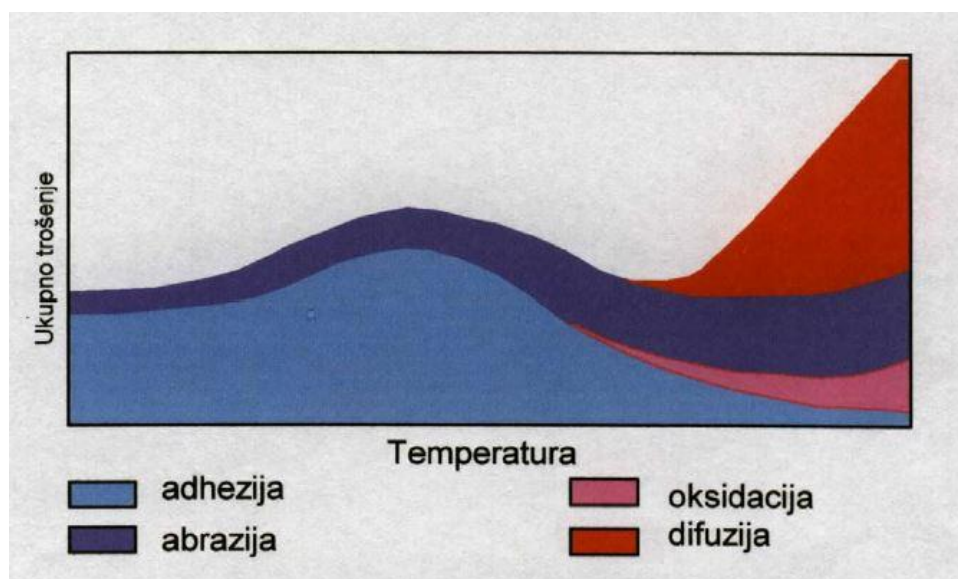
- abrazija,
- difuzija,
- adhezija,
- oksidacija
- umor površine.



Slika 27. Shematski prikaz procesa trošenja [17]

Abrazija i adhezija su mehanički mehanizmi trošenja, a oksidacija i difuzija su kemijski mehanizmi trošenja. Potrebno je istaknuti da se proces trošenja alata pri obradi odvajanjem čestica odvija u vrlo složenim uvjetima. Prisutne su visoke temperature u

ne stacionarnom temperaturnom polju i visoki pritisci u ne stacionarnom polju naprezanja u zoni odvajanja čestica [7].



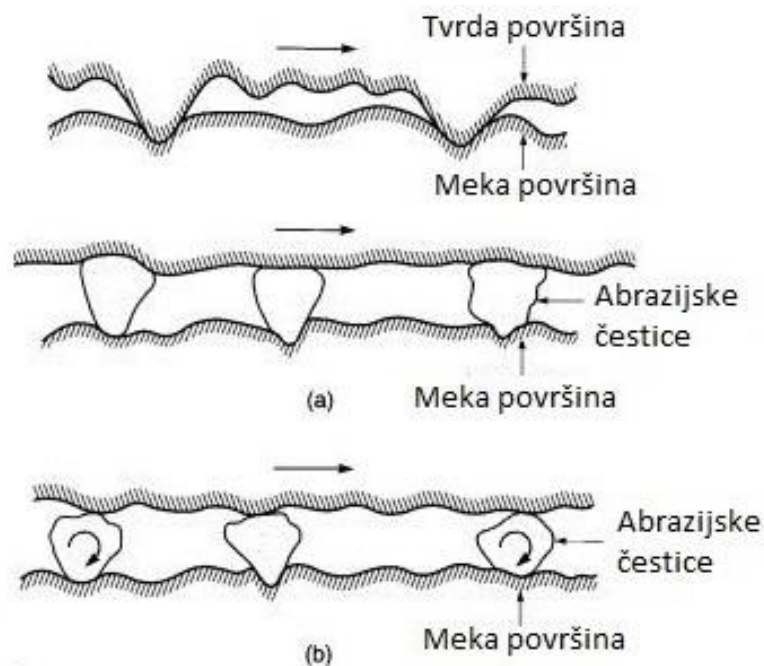
Slika 28. Ovisnost raznih mehanizma trošenja ovisno o temperaturi [17]

Na slici 28., vidljiv je utjecaj temperature na razne mehanizme trošenja. Na nižim temperaturama se vidi kako adhezijski mehanizam trošenja ima najveći utjecaj na ukupno trošenje alata i uz abraziju je jedini oblik trošenja, što je logično jer su pri niskim (sobnim) temperaturama kemijski oblici trošenja neznatni. Nastajanje difuzijskog trošenja vezano je za temperaturno polje zone odvajanja čestica. Također, kod nižih temperatura difuzijsko trošenje ne sudjeluje u ukupnoj bilanci trošenja alata, dok je kod viših temperatura ono najznačajnije.

#### 4.2.1. Abrazija

Abrazijsko trošenje nastaje kada neravnine hrapave tvrde površine ili tvrde čestice klize po mekšoj površini i oštećuju površinu pomoću plastične deformacije ili loma. Abrazija je trošenje istiskivanjem materijala, uzrokovano tvrdim česticama ili tvrdim izbočinama, što nam prikazuje slika 29. Mehanizmi abrazijskog trošenja djelotvorni su za vrijeme direktnog fizičkog kontakta između dviju površina. Ako su površine odvojene kapljivijim filmom (isključene su abrazijske čestice) ti mehanizmi trošenja ne djeluju.

Kod abrazijskog trošenja u većini situacija dolazi do grebanja i opažaju se brazde na mekšoj površini [18].



Slika 29. Abrazija [18]

Shematski prikaz abrazijskog trošenja [18]:

- hrapava, tvrda površina ili površina s abrazivskim česticama za grebanje klizi po mekšoj površini,
- slobodne abrazivske čestice koje su smještene između površina od kojih je barem jedna mekša od abrazivskih čestica.

Ovisno o međusobnom djelovanju između abrazivskih čestica i trošene površine imamo:

- Mikrobrazdanje
- Mikrorezanje
- Mikro puknuća
- Mikroumor

Ovisno o međusobnom odnosu tvrdoća abraziva i materijala moguće su:

- Čista abrazija
- Selektivna abrazija
- Nulta abrazija

U uvjetima elastičnog kontakta stvarnih površina u dodiru abrazijsko trošenje opada s porastom hrapavosti površine. U uvjetima plastičnog kontakta brzina abrazijskog trošenja raste s hrapavošću površine. Brzina abrazijskog trošenja mijenja se kao funkcija brzine klizanja i veličine čestica abrazijskog papira. Također ta brzina često je vrlo velika – dva do tri reda veličine veća od adhezijskog trošenja.

Zbog vrlo tvrdih čestica koje se nalaze gotovo u svakoj mikrostrukturi materijala obratka dolazi do brazdanja površine alata. Uzrok tome kod čelika je martenzit i cementit dok su kod drugih materijala to razne vrlo tvrde čestice. Uvjet nastajanja abrazivnog trošenja je da je jedan od dva materijala vrlo tvrd ili da se stvaraju tvrde čestice [1].

#### **4.2.2. Difuzija**

Difuzija je prijenos kemijskih tvari u plinovima, kapljevinama i čvrstim tvarima. Nastaje zbog razlike u koncentracijama koje se spontanim gibanjem čestica izjednačuju. Za razliku od plinova i kapljevina, gdje toplinsko gibanje čestica (molekula, iona, koloidnih čestica) uzrokuje međusobno miješanje dviju ili više tvari, u čvrstim tvarima atomi i ioni difuzijom mijenjaju mjesta u kristalnoj rešetki. Difuzija je najbrža u plinovima, sporija u kapljevinama, a najsporija u čvrstim tvarima. Brzina difuzije neke tvari u danom smjeru proporcionalna je njezinu koncentracijskom gradijentu, a općenito se povećava s porastom temperature (jer se čestice gibaju brže) i smanjuje s porastom gustoće. Kapljevine različitih molekularnih masa koje se međusobno mogu miješati (na primjer voda i alkohol) difundiraju jedna u drugu. Ioni ili molekule čvrstih tvari otopljenih u otapalu (na primjer sol ili šećer u vodi) difundiraju dok se ne postigne njihova jednolika koncentracija u otopini. Dva metala u dodiru pokazuju malu ali jasnu težnju međusobne difuzije. Difuzija je vrlo važna za odvijanje mnogih bioloških i kemijskih reakcija. Brzina kemijske reakcije često je određena brzinom difuzije reagirajućih čestica, posebno u reakcijama čvrstih tvari. Na difuziji se temelje i mnoge tehnološke operacije, proizvodnja elektroničkih elemenata u mikroelektronici i poluvodičkoj tehnici, promjenom svojstava površinskih slojeva u metalurgiji i drugo [19].

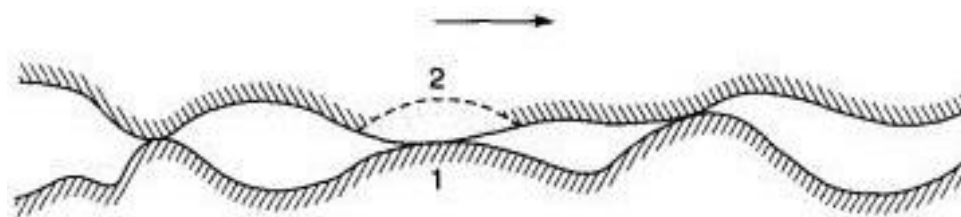


Nastajanje difuzijskog trošenja u zoni odvajanja čestica vezano je na temperaturno polje. Kod nižih temperatura difuzijsko trošenje ne sudjeluje u ukupnom balansu trošenja alata, dok kod viših ono je najznačajnije. Difuzija u općem slučaju može nastati [7]:

1. Heterogena difuzija
2. Reaktivna difuzija

#### 4.2.3. Adhezija

Adhezijsko trošenje nastupa u slučajevima gdje je ključna adhezija (ili međusobno spajanje). dodirnih površina, kada su dva nominalno ravna čvrsta tijela u kontaktu klizanjem, bez ili sa podmazivanjem. Adhezija uslijed smicanja se pojavljuje na neravninama u kontaktu na među površini. Adhezijsko trošenje nastupa kada se neravnine - izbočine koje su uslijed klizanja u kontaktu smiču, što može rezultirati odvajanjem dijelova s jedne i dodatno 'naljepljivanjem' dijelova jedne površine na drugu površinu, slika 30. Neke čestice trošenja su slomljene procesom zamora, za vrijeme ponovljenih opterećenja i rasterećenja što rezultira odvajanjem čestica i kao posljedica gubitak mase tijekom adhezijskog trošenja. Brzina trošenja općenito opada s porastom tvrdoće za danu kombinaciju materijala s primarno plastičnim kontaktom [18].



Slika 30. Adhezija [18]

Kod adhezijskog trošenja alata zbog djelovanja visokih pritisaka, površina alata i odvojene čestice su toliko blizu jedna drugoj da nastaju snažne molekularne veze koje uzrokuju zavarivanje vrhova mikroneravnina. Zavarivanju prethodi plastična deformacija materijala obratka, a uslijed toga podiže se toplina i temperatura odvojene čestice i alata. Ako je veza između dviju površina snažnija od veza u osnovnim materijalima (odvojena čestica i alat), u relativnom kretanju mogu se djelići materijala

odlomiti od baznog materijala i vezati se za drugi materijal. Obično se veza kida na strani materijala obratka i odvojene čestice, što dovodi do lijepljenja materijala obratka na alat. No, mogu se i mali djelići površine alata zavariti za površinu odvojene čestice i zajedno s njom napustiti površinu alata. S vremenom se povećava i broj razorenih mikrovarova, a time se povećava i trošenje alata.

#### **4.2.4. Oksidacija**

Oksidacija ili redukcija su kemijske reakcije pri kojima tvar koja oksidira otpušta elektrone, a tvar koja se reducira prima elektrone. Prvotno se oksidacijom nazivalo spajanje nekog elementa s kisikom (npr. hrđanje željeza, izgaranje ugljena), a redukcijom oduzimanje kisika (npr. pri dobivanju kovina iz njihovih oksida). Danas se u kemijskom smislu oksidacijom naziva otpuštanje, a redukcijom primanje negativnog električnog naboja, što se ostvaruje prijelazom valentnih elektrona s atoma, iona ili molekula druge tvari (redukcija), bilo izravno, bilo na elektrodama galvanskoga članka ili elektrolitske ćelije. Prema tome, kisik ne mora uopće biti sudionik u tim reakcijama. Takve se reakcije nazivaju oksidoredukcijskim reakcijama. Spojevi koji lako podlijeću oksidaciji nazivaju se reducirajućim agensima [20].

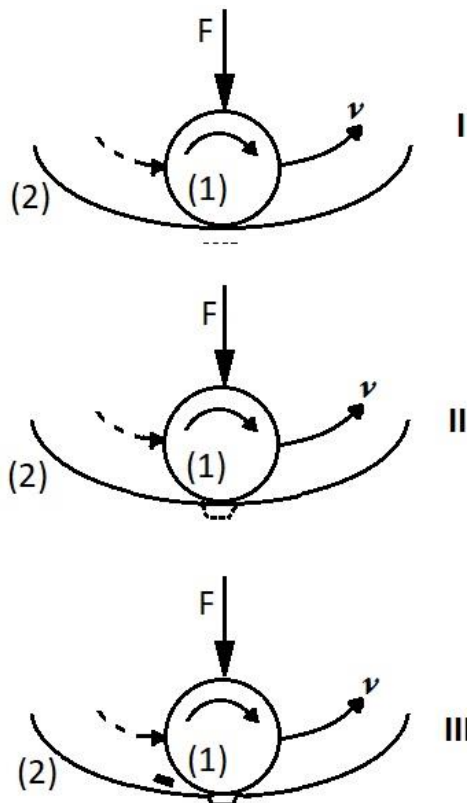
Te su dvije reakcije nužno povezane i uvijek se zbivaju istodobno, npr. [20]:

1.  $\text{Zn} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + 2\text{e}^-$ , oksidacija
2.  $\text{Cu}^{2+} + 2\text{e}^- \rightarrow \text{Cu}$ , redukcija
3.  $\text{Zn} + \text{Cu}^{2+} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + \text{Cu}$ , ukupna reakcija

Kod alata je slučaj da karbidi predstavljaju mikrokatode, a osnove kao što je kobalt mikroanode. Ovakva struktura čini veliki broj mikrogalvanskih elemenata čiji je mehanizam poznat. Treba reći da je rad galvanskih elemenata vrlo intenzivan na povišenim temperaturama, a isto tako i u prisustvu odgovarajućih elektrolita [8].

#### 4.2.5. Umor površine

Umor površine je odvajanje čestica s površine uslijed cikličkih promjena naprezanje. Jedinični događaj umora površine može se podijeliti u 3 faze, kao što je prikazano na slici 31.



Slika 31. Umor površine [15]

I faza - stvaranje mikropukotine, redovito ispod površine,

II faza - napredovanje mikropukotine,

III faza - ispadanje čestice trošenja, obično oblika pločice ili iverka.

U prvoj fazi nastaje podpovršinska pukotina jer je najveće smično naprezanje kod koncentriranog dodira (tzv. Hertz-ovo naprezanje) uvijek ispod same površine. Ovo je tzv. faza inkubacije jer praktički nema nikakvog odvajanja čestica. U drugoj fazi pod površinska pukotina izbija na površinu. Od toga trenutka iz pukotine redovito izlaze sitne kuglaste čestice. U trećoj fazi jediničnog događaja umora površine dolazi do ispadanja krupne čestice oblika ivera, što na površini ostavlja oštećenje oblika rupice. Zato se ovaj oblik trošenja uobičajeno naziva pitting (rupičenje) [8].

### 4.3. Trošenje i postojanost alata kod postupka bušenja

Bušenje se kao kontinuirana obrada razlikuje od sličnih postupaka po zahvatu u kojem se istovremeno nalaze obje oštrice svrdla. Intenzitet trošenja svrdla se u strojarstvu pokazao dosta neujednačenim, a razlike u vijeku trajanja povezuju se s nehomogenošću materijala obratka i alata, neujednačenom protoku SHIP-a i nesimetričnosti oštrica kao neizbježne posljedice u proizvodnom postupku svrdla.

Nesimetričnost glavnih oštrica svrdla uzrok je njihovom neujednačenom trošenju, koje uvijek počinje na izbočenijoj oštrici svrdla i traje do njihovog izjednačavanja, kada druga oštrica koja je sada oštija počne rezati. Na taj se način intenzitet trošenja obje oštrice izmjenjuje sve do trenutka kada se ona potpuno potroši. Naposljetku dolazi do loma svrdla, ukoliko se proces u tom trenutku ne zaustavi.

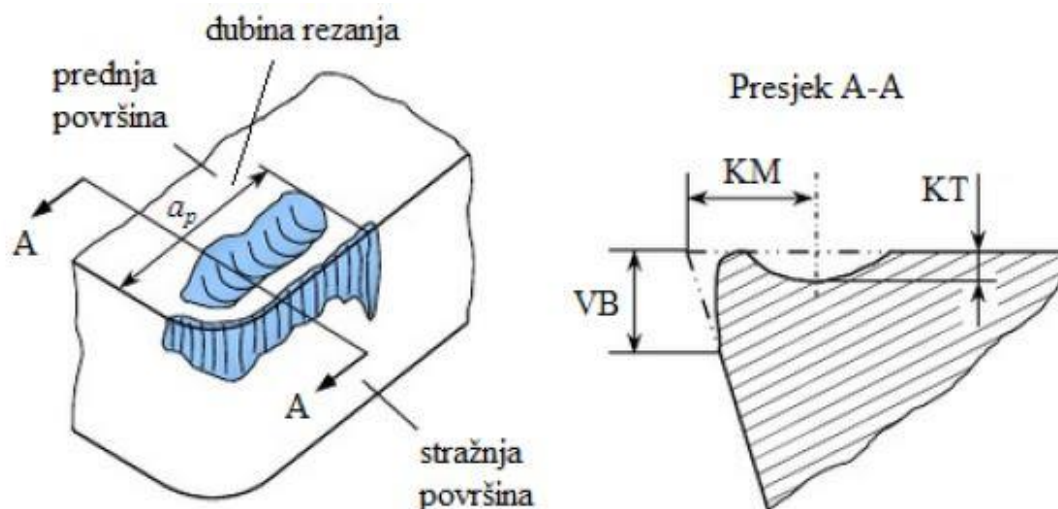
Imajući u vidu fizikalne uvjete bušenja u medicini, pri čemu se poglavito misli na kemijski sastav reznog materijala, svojstva kosti, tehnološke uvjete i očekivana opterećenja, može se očekivati da većina opisanih procesa trošenja kod takvih postupaka nije prisutna ili nema značajan utjecaj na trošenje.

Ručno vođenje svrdla i kemijska inertnost glavni su razlozi zbog kojih se većina svrdla za ortopedsku i traumatološku primjenu izrađuju iz nehrđajućeg čelika koji je žilaviji, ali istovremeno i manje tvrdoće u odnosu na rezne materijale za industrijsku primjenu. Ručnim bušenjem svrdlo nije izvrgnuto osobito visokim aksijalnim silama, a u istraživanjima iz područja bušenja u traumatologiji i ortopediji nisu zabilježene niti temperature veće od 120 °C. Uzimajući još u obzir i kemijsku inertnost reznog materijala koja je osobito izražena pri nižim temperaturama, može se pretpostaviti da procesi adhezije, difuzije i oksidacije neće značajno utjecati na trošenje, dok će proces abrazijskog trošenja upravo zbog smanjene tvrdoće oštrice alata biti dominantan.

Iako medicinska svrdla u eksploataciji nisu izvrgnuta osobito visokim temperaturama, nakon svakog kirurškog zahvata bivaju izvrgnuta sterilizaciji, gdje se, zavisno o postupku sterilizacije, u većoj ili manjoj mjeri izlažu toplinskim naprezanjima. Do sada nisu rađena istraživanja koja bi povezala način i broj sterilizacija sa intenzitetom trošenja.

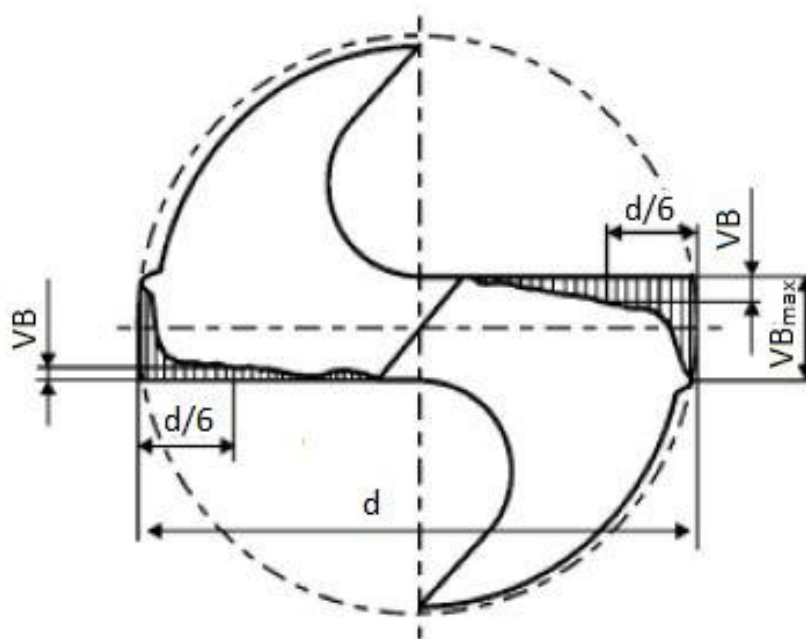
Kao kriterij istrošenosti alata najčešće se koristi srednja širina pojasa trošenja VB na stražnjoj površini alata. Međutim, mogu poslužiti i drugi kriteriji istrošenosti kao što su

dubina kratera KT na prednjoj površini alata ili omjer dubine rezanja i udaljenosti središta kratera od početne oštrice KT/KM, slika 32 [11].



Slika 32. Parametri trošenja alata [11]

Na slici 33., prikazano je mjesto trošenja stražnje površine svrdla koje se označava parametrom trošenja VB. Stražnja površina svrdla troši se po nekoj krivulji trošenja (slika 24), a vijek trajanja odnosno brzina trošenja ovisi o parametrima obrade i okolnostima kojima je svrdlo izloženo [21].



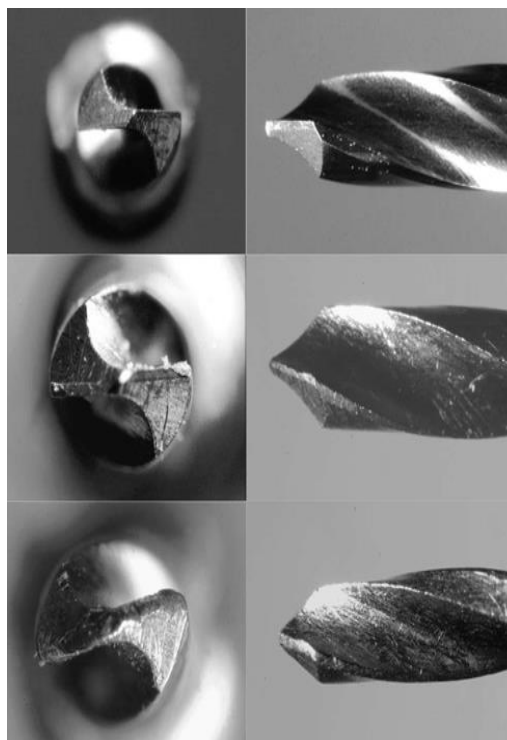
Slika 33. Trošenje stražnje površine svrdla [21]

Uzroci koji najčešće dovode do trošenja alata su [11]:

- plastična deformacija alata uslijed djelovanja temperature
- mehaničko trošenje alata na prednjoj i stražnjoj površini
- pucanje oštrice uslijed promjenjivog opterećenja
- odvajanje ili lom pojedinih dijelova alata

Pri bušenju se troše rezni dijelovi svrdla te se nakon nekog vremena svrdlo istroši i više nije pogodno za upotrebu. Kao posljedica tog trošenja je trenje stražnje površine alata o površinu rezanja, trenje odvojene čestice o prednju površinu u pravcu ruba svrdla te ruba alata o površinu provrta. Prema tome na postojanost svrdla najviše utječu dva parametra, brzina rezanja i posmak.

Na slici 34., prikazano je trošenje stražnje i prednje površine, trošenje kraja glavne oštrice i trošenje ruba svrdla. Pri trošenju rezne oštrice dolazi do naglog povećanja momenta, dok se posmična sila neznatno povećava. Kod trošenja poprečne oštrice dolazi do brzog porasta posmične sile, dok se moment povećava vrlo malo. Trošenje na kutovima uzrokuje povećanje momenta i posmične sile. Stražnja površina svrdla se neravnomjerno troši, pri čemu je na obodnom dijelu trošenje najveće, a u blizini poprečne oštrice najmanje. Najnepovoljnije trošenje je istrošenost kutova i ruba svrdla jer su brzine na tim mjestima najveće [11].



Slika 34. Prikaz istrošenosti svrdla [11]

## 5. PROBLEMI KOD BUŠENJA KOSTIJU

Velik broj parametara tijekom bušenja kostiju utječu na porast temperature. Neovisno o vrsti zahvata, kod svih intervencija koje uključuju bušenje kosti neminovno dolazi do oslobađanja topline koja može značajno utjecati na uspješnost zahvata. Sa termodinamičkog gledišta, kost je jednako kompleksna za istraživanje zbog osjetljivosti na uvjete ispitivanja, pripremu uzoraka i svoje anizotropnosti. Anizotropnost nekog materijala podrazumijeva različitost mehaničkih svojstva ovisno o smjeru opterećenja. Povišena temperatura, od 42°C uzrokuje poremećaj metabolizma kosti, a temperatura od 47 °C tijekom 1 minute izaziva ireverzibilne promjene kako građe, tako i funkcije kosti, oštećuje kost sa svim strukturama koje su nosioci stvaranja nove i obnavljanja postojeće kosti [22].

Parametri koji utječu na porast temperature tijekom bušenja kostiju:

- svojstva kostiju
- geometrija reznog dijela svrdla
- brzina vrtnje i posmak svrdla
- promjer svrdla
- sila pritiska na svrdlo
- istrošenost i postojanost svrdla
- hlađenje i podmazivanje svrdla

### 5.1. Utjecaj svojstva kostiju

Kost je kompleksno biološko tkivo s organskim i mineralnim fazama čije interakcije rezultiraju složenim mehaničkim i termičkim svojstvima. Struktura kosti promatrana duž poprečnog presjeka, prelazi iz vanjskog, tvrdog područja kompaktnog koštanog tkiva (kortikalis) bez šupljina u područje mekšeg, spužvastog tkiva s brojnim međusobno povezanim šupljinama (spongiozno tkivo) [14].

Kortikalis je najčvršći dio kosti i upravo o trajanju prolaska svrdla kroz kortikalis ovisi vrijeme bušenja kosti. Utjecaj debljine kortikalisa je još značajniji, jer je poznato da je za fiksaciju pločice s vijcima potrebno probiti svrdlom oba kortikalisa. Debljina kortikalisa femura čovjeka iznosi 6-6.5 mm, a prosječno trajanje bušenja kosti 18 s. Za

usporedbu, debljina kortikalisa femura zeca iznosi prosječno 1.5 mm, a prosječno trajanje bušenja kosti 5 s. Debljina kortikalisa se ne može mijenjati, međutim važno je njezino poznavanje, radi eksperimentalnih mjerenja i usporedbe rezultata. Krvotok kortikalisa kod operativnih zahvata bušenjem mogao bi imati utjecaja na rasipanje stvorene topline, međutim, smatra se da ovaj efekt hlađenja nema značajan utjecaj budući je normalni krvotok kortikalisa veoma nizak [1].

Mnogobrojnim ispitivanjima ustanovljeno je da se povećanjem dubine bušenja smanjuje vijek trajanja svrdla. To uzrokuju promijenjeni uvjeti rada kod većih dubina bušenja, a sastoje se od [10]:

- otežanog odvođenja stvorene topline
- povećanog trenja između odvojenih čestica i utora svrdla
- otežanog dovođenja sredstava za hlađenje i podmazivanje do rezne oštrice svrdla

U obzir se treba uzeti i starosna dob pacijenta. Iz tablice 1. uočljivo je da se s porastom godina starosti smanjuju vrijednosti pojedinih mehaničkih svojstava što znači da bi kod operativnog zahvata svakako trebalo uzeti u obzir da li je osoba koja se podvrgava zahvatu u kategoriji osoba sa čvršćim kostima, da li je osoba bolovala od kakvih bolesti koje bi mogle utjecati na ta svojstva kosti, te kakve su joj životne navike i fizionomija, a sve u svrhu odabira optimalnih parametara bušenja [1].

Tablica 1. Lomna čvrstoća i lomno istezanje kortikalisa bedrene kosti čovjeka u ovisnosti o godinama starosti [1]

		Godine starosti						
		10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80
Lomna čvrstoća (N/mm <sup>2</sup> )	vlak	114	123	120	112	93	86	86
	tlak	-	167	167	161	155	145	-
	savijanje	151	173	173	162	154	139	139
	uvijanje	-	57	57	52	52	49	49
Lomno istezanje (%)	vlak	1,5	1,4	1,4	1,3	1,3	1,3	1,3
	tlak	-	1,9	1,8	1,8	1,8	1,8	-
	uvijanje	-	2,8	2,8	2,5	2,5	2,7	2,7



## 5.2. Utjecaj geometrije reznog dijela svrdla

Najznačajniji konstrukcijski parametri svrdla obuhvaćaju vrstu, broj i nagib žljebova, geometriju oštrica i vršnog kuta te promjer svrdla. Žljebovi ili spirale svrdla imaju funkciju odvođenja odvojenih čestica obrađivanog materijala i sprečavanja porasta sile trenja u zoni rezanja uzrokovanog zaostalim česticama, čime se značajno utječe na smanjenje temperature kosti. Ukoliko dođe do neprohodnosti čestica naglo raste maksimalna temperatura bušenja kao i njegovo trajanje. Do začepljenosti obično dolazi u slučajevima značajnijeg nerazmjera između dubine bušenja i promjera svrdla. Najčešće koriste svrdla s dva žlijeba (dvije oštrice) i većim kutom uspona spirale zbog bržeg odvođenja čestica [23].

Što se tiče geometrije oštrica, predlaže se primjena svrdla s većim pozitivnim prednjim kutom radi manjeg trenja između čestica i prednje površine alata, kao i bržeg odvođenja čestica (kut uspona spirale i prednji kut proporcionalno su povezani). Predlaže se, također, i veći iznos kuta na stražnjoj površini ( $>20^\circ$ ) kako bi se smanjio utjecaj trenja između alata i obrađene površine, koji posebice dolazi do izražaja s porastom stupnja istrošenosti. Kut vrha medicinskih svrdla kreće se u rasponu od  $90^\circ$  -  $120^\circ$ . Niže vrijednosti mogu uzrokovati ekscentričnu formu provrta, a više vrijednosti pojavu većih naprezanja u alatu i veće aksijalne sile. Ne postoji opće prihvaćen zaključak o optimalnom iznosu vršnog kuta s obzirom na razvoj topline, već jedni preporučaju  $90^\circ$ , drugi od  $110^\circ$  -  $118^\circ$  [14].

## 5.3. Utjecaj parametara obrade

Ispravan odabir međusobno ovisnih parametara obrade, tj. brzine rezanja i posmaka, značajno utječe na smanjenje temperature bušenja. Iako navedeni parametri predstavljaju standardne parametre obrade u industrijskoj praksi, većina istraživača iz područja medicinskog bušenja češće koristi brzinu vrtnje, tj. učestalost vrtnje svrdla, i aksijalnu silu. Za razliku od učestalosti vrtnje, brzina rezanja uzima u obzir i promjer svrdla, što omogućuje kvalitetniju usporedbu rezultata između svrdla različitog promjera [14].

Brzina vrtnje svrdla ovisi o veličini otpora. Svrdlo se bez otpora okreće tijekom vrtnje u zraku (prazni hod) dok tijekom bušenja kosti nailazi na materijal te se na mjestu kontakta zbog trenja stvara otpor. Ovisno o veličini otpora tijekom bušenja, brzina vrtnje se smanjuje te je teško održavati konstantnu brzinu vrtnje svrdla na medicinskim bušilicama, odnosno potrebno je imati strojeve velike snage koji pokreću svrdla.

Posmična brzina neposredno je i proporcionalno vezana uz aksijalnu silu, a obrnuto proporcionalno uz temperaturu kosti pri bušenju. Porastom posmične brzine ili aksijalne sile smanjuje se vrijeme bušenja, a time i količina generirane topline. Pritom treba pripaziti na mogućnost mehaničkog oštećenja svrdla zbog prevelike sile, a i brzina rezanja mora biti odgovarajuće odabrana kako ne bi došlo do povećanog negativnog učinka trenja na temperaturu bušenja [14].

Promjer svrdla povezan je s porastom temperature tijekom bušenja. Također i trajanje povišene temperature kosti ovisi o promjeru svrdla. Veći promjer svrdla tijekom rotacije je u kontaktu sa većom površinom okolne kosti. Veća dodirna površina uzrokuje jače trenje, što rezultira višim porastom temperature korištenjem svrdla većeg promjera.

Poznato je da je sila pritiska obrnuto proporcionalna brzini vrtnje svrdla osim kod bušilica sa regulatorom brzine gdje je brzina vrtnje konstantna. Tako porast sile pritiska sa 2 kg na 6 ili 12 kg značajno smanjuje maksimalni porast temperature tijekom bušenja kao i trajanje vrijednosti temperature iznad 50 °C. Porast temperature na udaljenosti od 0,5 mm značajno je viši korištenjem sile od 6 kg u odnosu na silu od 12 kg, dok nema značajne razlike u trajanju povišene temperature iznad 50 °C. [24] Posmak i sila pritiska su direktno međuoavisni. S povećanjem posmaka mora se smanjiti brzina rezanja, ako se želi zadržati isti vijek trajanja rezne oštrice alata.

Također se treba uzeti u obzir i dubina bušenja. S povećanjem dubine bušenja očekivano raste i temperatura jer je trajanje postupka duže, pa je i veća količina generirane topline u kosti uslijed trenja. Kako je vanjski ili kortikalni dio kosti najtvrdi, o njegovoj debljini ovisi trajanje i iznos vršne temperature bušenja.

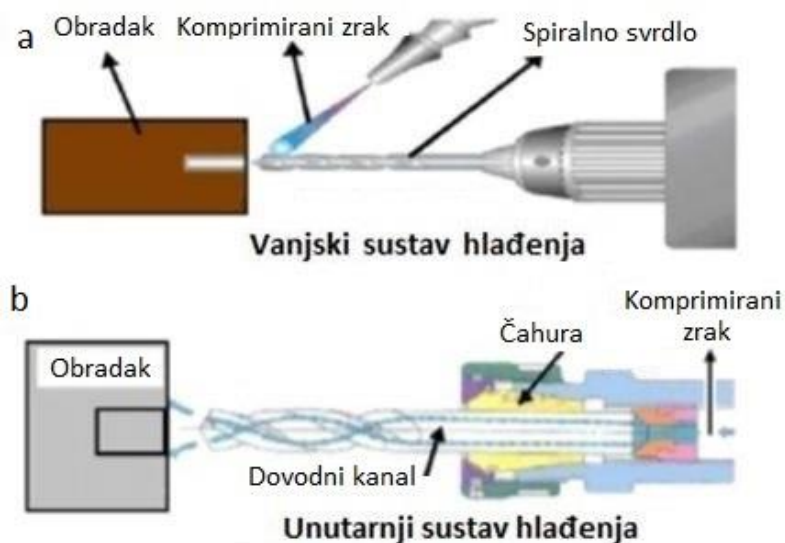
Pred bušenje provrta svrdlom manjeg promjera pa zatim bušenje svrdlom većeg, ciljanog promjera može biti učinkovit način reduciranja većih temperaturnih porasta. Razlog tome je što svrdla manjeg promjera trebaju manje energije za prodiranje kroz kost pa je i količina stvorene topline samim time manja [1].

#### 5.4. Utjecaj istrošenosti i postojanosti svrdla

Pod novim svrdlima podrazumijevaju se svrdla na kojima nema znakova istrošenosti. Istrošenost svrdla ovisi o gustoći (tvrdoći) kosti, parametrima obrade, odvojenim česticama, hlađenju, materijalu i geometriji svrdla, kao i o maksimalnoj temperaturi koja se tijekom postupka bušenja postiže jer povišena temperatura mijenja fizikalna svojstva materijala što pridonosi bržem trošenju svrdla. Korištenje standardnih svrdla pokazalo je istrošenost već nakon 30-40 bušenja. Istraživanja su pokazala da postoji značajna razlika u postignutoj maksimalnoj temperaturi na udaljenosti od 0,5 mm od mjesta bušenja tijekom bušenja novim (75 °C) i istrošenim svrdlom (105 °C). Jednako tako postoji značajna razlika u vremenu trajanja povišene temperature iznad 50 °C kod novih (6 s) i istrošenih svrdla (20 s) [24].

#### 5.5. Utjecaj hlađenja

Hlađenje predstavlja najznačajniji faktor u smanjenju temperature kosti pri bušenju. Sredstvo za hlađenje ima važnu ulogu u procesu odvajanja čestica. Rashladna tekućina preuzima na sebe dio topline, olakšava odvođenje čestica tkiva i smanjuje faktor trenja. Hlađenje svrdla moguće je različitim otopinama kao i različitim temperaturama tih otopina. U kliničkoj praksi najpogodnijom se pokazala fiziološka otopina zbog svoje dostupnosti, cijene kao i svojstava. Omjerom vode i elektrolita odgovara plazmi, pa ne može uzrokovati elektrolitske poremećaje.



Slika 35. Prikaz vanjskog (a) i unutarnjeg (b) sustava hlađenja [25]

Postoje dvije vrste hlađenja, slika 35., [9]:

- vanjsko (eksterno),
- unutarnje (protočno) hlađenje.

Vanjsko (eksterno) hlađenje karakterizira kontakt otopine za hlađenje s vanjskom površinom svrdla i materijalom koji se buši. Karakteristike sredstva za vanjsko hlađenje [9]:

- podmazuje površinu alata na kojoj se razvija trenje,
- kontaktno sprečava povišenje temperature kondukcijom,
- odstranjuje odvojene čestice iz spiralnih utora izvan kosti i sa same kosti,
- smanjuje silu rezanja.

Unutarnje (protočno) hlađenje karakterizira protok otopine za hlađenje kroz samo svrdlo. Dva su tipa protočnog hlađenja [9]:

- otvoreni tip – otopina za hlađenje izlazi kroz vrh svrdla u okolinu
- zatvoreni tip – otopina cirkulira kroz kanal u svrdlu i ponovno se vraća u rezervoar gdje se hladi na definiranu početnu temperaturu.

Prednosti protočnog hlađenja su višestruke [9]:

- hlađenje cijele dužine svrdla i mjesta bušenja gdje se stvara najviša temperatura
- odstranjenje odvojene čestice sa mjesta bušenja
- podmazivanje mjesta bušenja unutar kosti
- duži vijek rezne oštrice svrdla zbog smanjenja termičke deformacije.

Jedini nedostatak takve vrste svrdla je mogućnost začepljenja kanala za protočno hlađenje što ovisi o promjeru samih kanala, kao i o tlaku, odnosno o veličini protoka otopine za hlađenje kroz svrdlo.

## 6. EKSPERIMENTALAN DIO

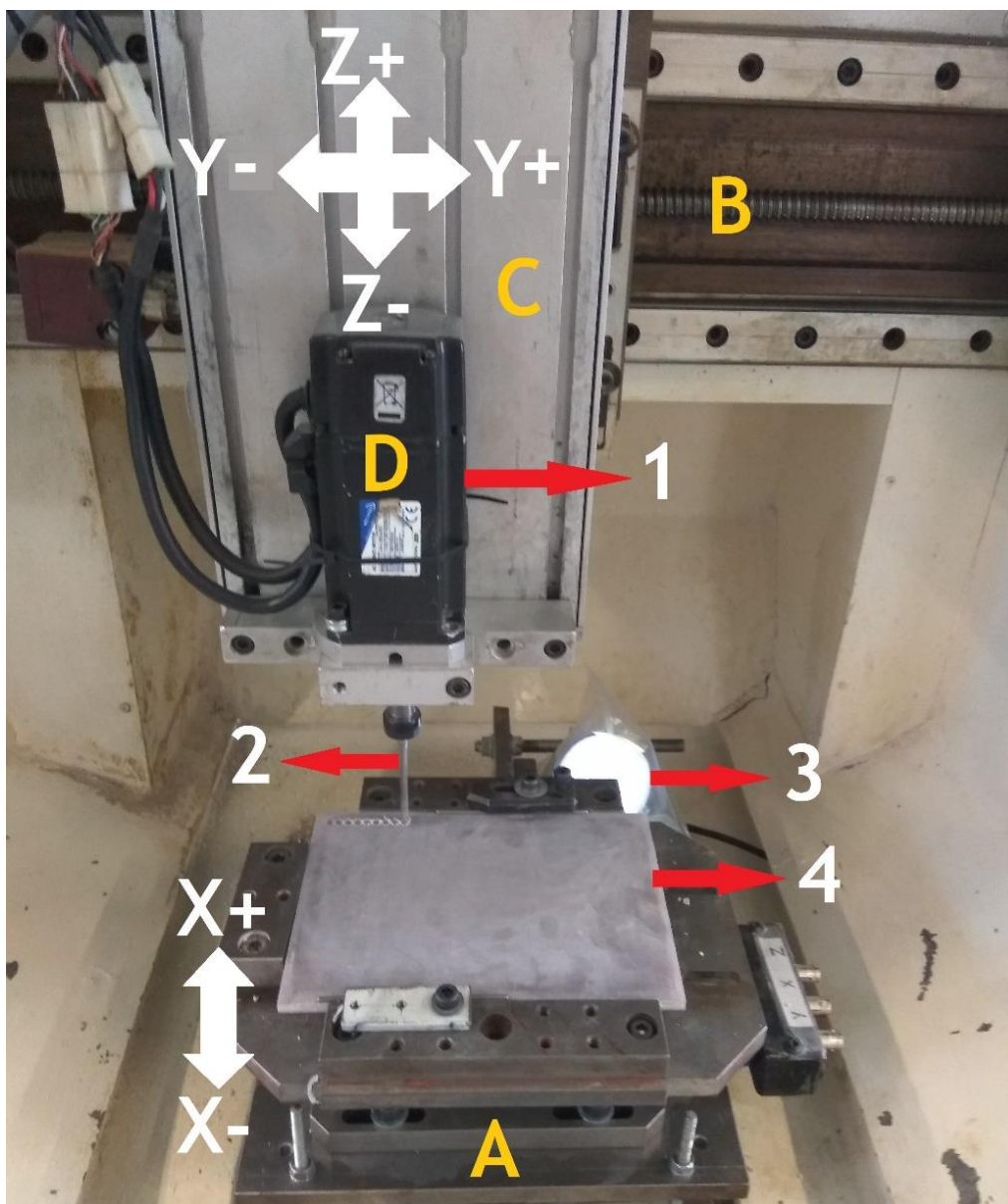
Eksperimentalni dio ovog rada provodio se u Laboratoriju za alatne strojeve na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Cilj ispitivanja bio je utvrditi utjecaj sterilizacije na intenzitet trošenja medicinskog svrdla kod bušenja kostiju. Za bušenje su korištena dva medicinska svrdla od kojih je jedno podvrgnuto postupku sterilizacije, koja se je provodila nakon svakih pet izbušenih provrta. Bušenje je provedeno na laboratorijskom ispitnom postavu (tro-osnoj glodalici) uz frekvenciju vrtnje alata od 1300 o/min i posmičnu brzinu od 1 mm/s (režimi koji odgovaraju režimima korištenim u ručnom bušenju koji se koriste u koštano - zglobnoj kirurgiji). Za procjenu istrošenosti svrdla mjerena je širina trošenja na stražnjoj površini, VB.

### 6.1. Ispitni postav

Istraživanje se provodilo na ispitnom stroju, koji se može vidjeti na slici 36. Ispitni stroj je bila numerički upravljana tro-osna glodalica, čiji su posmični prigoni izvedeni upotrebom kugličnih navojnih vretena te pripadajućih kotrljajućih vodilica (slika 31, pod A, B i C). Glavni prigon je izveden izravnim prijenosom momenta glavnog motora na svrdlo putem odgovarajuće stezne glave (slika 31, pod D).

Ispitni stroj, prikazan na slici 36., se sastoji od:

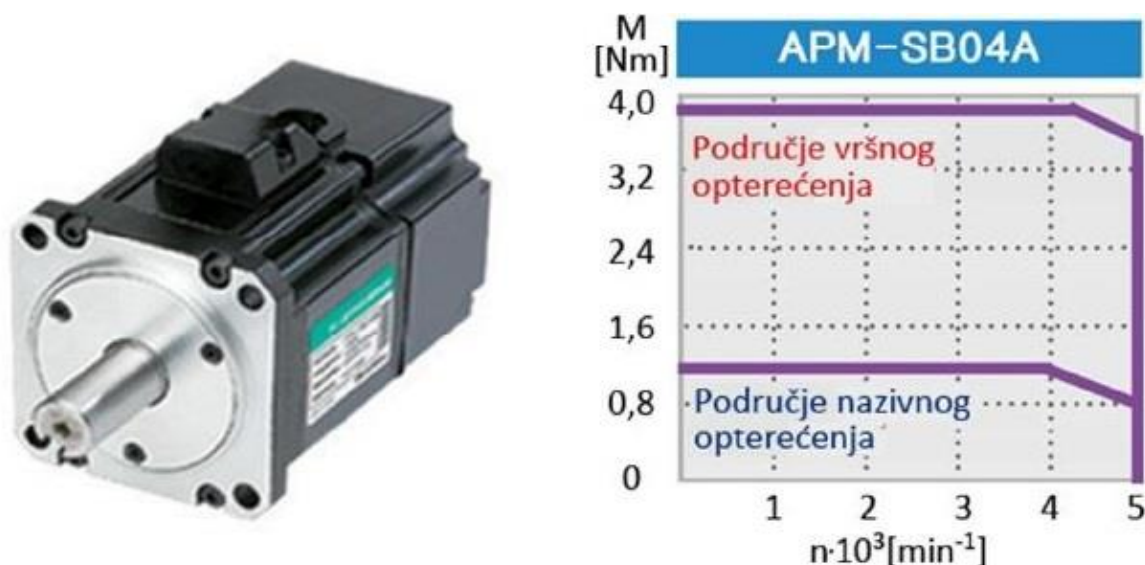
1. Motor za glavno gibanje,
2. Svrdlo Synthes,
3. Industrijska kamera,
4. Umjetni materijal – 130 x 180 x 6 mm



Slika 36. Tro-osna numerički upravljana glodalica

### 6.1.1. Motor za glavno gibanje

Motori korišteni za glavni i posmični prigon su sinkroni servomotori s permanentnim magnetima, slika 37. Odabrani servo motori opremljeni su inkrementalnim enkoderima. Regulaciju glavnog motora je osim po brzini vrtnje moguće ostvariti i po poziciji, čime je u slučaju direktnog mjerenja parametara trošenja industrijskom kamerom osigurano pozicioniranje svrdla u željenu orijentaciju.



Slika 37. Sinkroni servo motor APMSB04ADK i pripadajuća karakteristika [14]

Osnovne karakteristike spomenutih servomotora kao i karakteristike samog alatnog stroja dane su tablicama 2. i 3.

Tablica 2. Osnovni tehnički podaci odabranih pogonskih motora [11]

	Vrijednost	Jedinica
Nazivna snaga	400	W
Nazivni moment	2,274	Nm
Maksimalni moment	3,822	Nm
Moment inercije	0,321	$\text{kg} \cdot \text{m}^2 \times 10^4$
Nazivna učestalost vrtnje	3000	$\text{min}^{-1}$
Nazivna jakost struje	2,89	$A_{\text{RMS}}$
Maksimalna učestalost vrtnje	5000	$\text{min}^{-1}$
Rezolucija enkodera	3000	impulsa/okretaju
Konstanta momenta vrtnje motora (KT)	0,46	$\text{Nm} / A_{\text{RMS}}$
Naponska konstanta vrtnje motora (KV)	29,5	$V_{\text{RMS}} / (\text{min}^{-1} \times 10^4)$

Tablica 3. Tehničke karakteristike ispitnog stroja [11]

		Iznos	Jedinica
Hod osi	x	350	mm
	y	450	
	z	55	
	c	160	°
Korak osi navojnog vretena	x, y, z	5	mm
Maksimalna posmična brzina osi	x, y, z	15	m/min
	c	18000	°/s
Maksimalni hod osi	x, y, z	25	m/min
	c	30000	°/s
Nazivna učestalost vrtnje GV	3000		min <sup>-1</sup>
Maksimalna učestalost vrtnje GV	5000		min <sup>-1</sup>
Rezolucija pozicioniranja osi	x, y, z	0,4166	μm
	c	0,03	
Dopušteno nazivno opterećenje osi	x, y, z	160	N
	c	1,274	°
Maksimalno dopušteno opterećenje osi	x, y, z	500	N
	c	3,822	Nm

### 6.1.2. Svrdlo Synthes

U eksperimentu su korištena dva svrdla *Synthes* (slika 38), oznake 310.450, proizvođača DePuy Synthes, specijalizirana za izradu alata u traumatologiji i ortopediji. Svrdla su istog promjera 4.5 mm, vršnog kuta 90°. Jedno svrdlo nije prolazilo postupak sterilizacije, dok je drugo sterilizirano nakon svakih 5 provrta metodom tzv. sterilizacije suhom toplinom.



Slika 38. Svrdlo Synthes [9]



### 6.1.3. Industrijska kamera

U sam postav stroja uključena je i industrijska kamera, koja je korištena za snimanje oštrice svrdla nakon određenog broja izbušenih provrta. Kao vizijski sustav u eksperimentalnom dijelu rada korištena je industrijska kamera proizvođača *Imaging Source Europe GmbH* (tip DMK41AF02) s objektivom proizvođača *Opto Engineering S.r.l.* (tip TC2309), slika 39.



Slika 39. Industrijska kamera (tip DMK41AF02) s objektivom (tip TC2309) [11]

Cjelokupni vizijski sustav zajedno s osvjetljenjem pričvršćen je na stol sa steznom napravom kao što je prikazano na slici 36. Nakon izbušenog određenog broja provrta svrdlo se pomakne u poziciju za slikanje oštrice. Svaka oštrica svrdla slika se pod kutom od  $0^\circ$  i  $25^\circ$ , kako bi se dobio što bolji uvid u trošenje oštrice. Pozicija alata za snimanje i kamera može se vidjeti na slici 40.



Slika 40. Pozicija alata za snimanje oštrice

Karakteristike vizijskog sustava prikazane su u tablici 4.

Tablica 4. Karakteristike vizijskog sustava [11]

		Područje	Jedinica
Kamera (DMK41AF02)	Rezolucija	1280 × 960	piksela
	Osjetljivost	0,05	lx
	Frekvencija osvježavanja slike	3,75...15	Hz
	Format osjetilnog senzora	1/2	in
	Izvedba osjetilnog senzora	CCD	
	Prihvat objektiva	C/CS	
Objektiv (TC2309)	Faktor povećanja	1,00 ±3 %	
	Vidno polje (za format senzora 1/2")	6,4x4,8	mm
	Radna udaljenost	63,3±2	mm
	Dubinska oštrina	0,9	mm
	Distorzija	Tipična	%
		Maksimalna	
	Telecentričnost	Tipična	°
		Maksimalna	
	Izvedba prihvata		C
Rezolucija mjernog sustava u opisanoj konfiguraciji		5	mm

#### 6.1.4. Umjetni materijal

Umjetne kosti se redovito koriste u pretkliničkom ispitivanju implantata [26]. Kompozitni materijali dobivaju se kombinacijom dviju ili više komponenata. Materijal za izradu umjetnog kortikalnog koštanog tkiva koji se koristi za medicinska istraživanja je kompozitni materijal čija je matrica epoksidna smola ojačana kratkim staklenim vlaknima (*Short Fiber Filled Epoxy*). Matrica veže i održava relativan položaj ojačala, dok ojačalo na sebe preuzima opterećenje te time poboljšava svojstva matrice [27]. Kompozitni materijali postižu specifične karakteristike i svojstva koja ne posjeduje niti jedna komponenta sama za sebe. Spomenuti kompozitni materijal u kojem su staklena vlakna ravnomjerno raspoređena u matrici proizvodi tvrtka SAWBONES Ltd (Sawbones Europe AB in Malmö, Sweden), koja proizvodi anatomske modele za lakše

svladavanje novih kirurških tehnika. Modeli su načinjeni tako da se mogu rezati, bušiti i modelirati te dobro oponašaju kost. Eksperimentalni rezultati pokazuju da navedeni kompozitni materijal ima slične mehaničke karakteristike (tvrdoća, specifična gustoća, čvrstoća, modul elastičnosti) kao kortikalno koštano tkivo. Takav materijal je odabran kako bi se izbjegao utjecaj nehomogenosti koštanog tkiva na procjenu utjecaja sterilizacije na intenzitet trošenja svrdla. Dimenzije ispitnog uzorka su 130x180x6 mm, prikazanog na slici 41.



Slika 41. Umjetni materijal

Podaci za modul elastičnosti, vlačnu čvrstoću i istezljivost materijala koji su dobiveni od proizvođača SAWBONES, prikazani su tablici 5.

Tablica 5. Prikaz karakteristika kompozitnog materijala [28]

Tlačno opterećenje		Vlačno opterećenje		
Tlačna čvrstoća	Modul elastičnosti	Vlačna čvrstoća	Modul elastičnosti	Istezljivost
157 MPa	16,7 GPa	106MPa	16 GPa	0,8 %

## 6.2. Radna okolina

Pokraj ispitnog stroja, nalazi se računalo za upravljanje obradnim strojem, slika 42. Na glavnom upravljačkom računalu, koje je povezano s numerički upravljanim glodalicom, podešavani su parametri obrade te je ostvarivan prikaz rezultata mjerenja. Pomoću tog računala alat se pozicionira u određenu poziciju, te se vrši pokretanje ciklusa mjerenja (bušenja). Nakon završenog bušenja, alat se pozicionira u poziciju za snimanje te se snima oštrica pod različitim kutovima.



Slika 42. Računalo za upravljanje

### 6.3. Sterilizacija

Sterilizacija je postupak kojim se uništavaju svi živi oblici mikroorganizama (patogeni, apatogeni i njihove spore) na predmetima koji se steriliziraju (instrumenti, zavojni materijal, gumene rukavice, tekućine, itd.) [29]. Sterilnost je apsolutan pojam – predmet je ili sterilan ili nije sterilan. Bruch i Bruch (1971. g) predlažu da se upotrebljava definicija.

„Sterilizacija je proces kojim se živi mikroorganizmi odstranjuju ili uništavaju da te mjere da se na standardnim medijima za kultiviranje ne mogu dokazati, odnosno da na njima mikroorganizmi ne rastu“ [30]. Ovom se definicijom daje jednaka važnost primijenjenom postupku za postizanje sterilnosti, kao i metodi kojom se ona testira.

Sterilizacija se izvodi različitim sredstvima i postupcima:

- vrućom vodenom parom u autoklavu (gumene rukavice, kirurški instrumenti),
- vrućim pregrijanim zrakom (tzv. suha sterilizacija metalnih i staklenih predmeta),
- kemijskim sredstvima (npr. formalinskim parama)
- antiseptičkim otopinama (za materijale za šivanje, optičke instrumente)
- ultraljubičastim zrakama (za kirurške prostorije),
- ionizirajućim zrakama i dr.

Najstariji poznati način uništavanja mikroorganizma jest primjena topline. Sterilizacija toplinom ujedno je najbolji i najpristupačniji postupak za uništavanje mikroorganizama. Toplina uzrokuje koagulaciju bjelančevina i inaktivaciju fermenta važnih za život mikroorganizama.

Sterilizacija toplinom ovisi o [29]:

- vrsti topline i posrednika
- visini temperature
- dužini trajanja sterilizacije
- sposobnosti penetracije sterilizirajućeg sredstva
- otpornosti mikroorganizma.

### 6.3.1. Sterilizacija suhom toplinom

Suhim zrakom steriliziraju se predmeti koji podnose visoku temperaturu – stakleni i metalni predmeti (instrumenti – kirurški noževi, škare, pincete; štrcaljke, igle...). Suha toplina ne djeluje korozivno i ne oštećuje predmete koji se steriliziraju. Zavojni materijali, rublje, gumeni predmeti (gumene rukavice) ne mogu se sterilizirati suhom toplinom. Suhom toplinom sterilizira se u posebnim aparatima – sterilizatorima na suhi zrak različitih veličina i oblika. Zrak se u sterilizatoru zagrijava električnom energijom do željenog stupnja, a termostat osigurava određeno vrijeme održavanje postignute temperature. Rukovanje aparatom je jednostavno, a sterilizacija je uspješna ako se poštuju sva načela u pripremi materijala za sterilizaciju, ako se postigne odgovarajuća temperatura (180 °C) i održava se tijekom jednoga sata [29]. Uređaj za suhu sterilizaciju prikazan je na slici 43.



Slika 43. Uređaj za suhu sterilizaciju

Postupak sterilizacije [29]:

- nakon upotrebe treba predmete oprati, dezinficirati, isprati, osušiti
- čiste i suhe predmete složiti prema vrsti ili u setove za određeni zahvat u metalne ili staklene kutije (kasete)
- staviti indikatorske trake za kontroliranje uspješnosti sterilizacije (kemijski indikator)
- otvorene kasete i poklopce (unutarnja strana okrenuta prema gore)staviti u sterilizator
- zatvoriti sterilizator
- uključiti sterilizator (termostat postavljen na 180 °C)
- postići temperaturu od 180 °C (počinje sterilizacija)
- željenu temperaturu održavati jedan sat
- isključiti sterilizator
- instrumente ostaviti u zatvorenom sterilizatoru jedan sat nakon završene sterilizacije (radi hlađenja)
- izvaditi i zatvoriti kutije sa steriliziranim materijalom
- pregledati indikator – traku (provjeravanje promjene boje).

#### **6.4. Mjerni pristupi istrošenosti oštrice alata**

U svakom procesu obrade, krajnja je svrha visoka kvaliteta gotovog proizvoda [31]. Nadzor procesa trošenja alata postaje sve važniji, posebno kod suvremenih numerički upravljanih alatnih strojeva. Imajući u vidu složenost procesa trošenja, može se reći da je nadzor procesa trošenja izrazito zahtjevan postupak. Iz tog razloga do danas nije razvijen pouzdan i opće prihvaćen model trošenja, već se pojedini modeli razvijaju pojedinačno. Da bi se kontrola uspješno obavila, mjerenje trošenja alata od presudne je važnosti pri dobivanju potrebnih informacija za alat tijekom rada. U tu svrhu mnogi su proučavali različite metode tijekom posljednjih nekoliko desetljeća. Ove metode mogu se razvrstati u dvije osnovne skupine [32]:

- direktne,
- indirektne.

Direktne metode, kao što im samo ime govori, temelje se na izravnom i preciznom određivanju stanja oštrice alata. Ove metode nazivaju se još i *off-line* metodama, jer je njihova primjena moguća u trenucima kada alat nije u zahvatu, odnosno prekidom obrade. Time se izaziva kašnjenje u procjeni stupnja istrošenosti, što je ujedno i jedan od glavnih nedostataka ovog pristupa. Najčešće primjenjivani direktni pristup zasniva se na mjerenju parametara trošenja primjenom industrijskih kamera i računalnog vida [14]. Ove metode imaju prednost visoke točnosti mjerenja [32], ali se unatoč brojnim pokušajima, ovi sustavi još uvijek nisu našli u široj primjeni. Razlog tomu može se dijelom pripisati nemogućnosti jednostavne prilagodbe vizijskih sustava specifičnostima stroja i geometriji različitih reznih alata.

Indirektne, odnosno *on-line* metode, se oslanjaju više na senzorski pristup mjerenjem parametara (sile rezanja, vibracije, akustične emisije, temperature rezanja, jakosti struje motora, hrapavosti površine) koji imaju povezanost s trošenjem alata [32].

## 6.5. Mjerenje i analiza rezultata

Planiranje pokusa provedeno je u nekoliko koraka, a sastojalo se od izbora odgovarajućeg ispitnog uzorka (epoksidna smola ojačana kratkim staklenim vlaknima) i svrdla (Synthes 4.5 mm), pokusa bušenja ispitnog uzorka pomoću određenih parametara (frekvencija vrtnje alata od 1300 o/min i posmična brzinu od 1 mm/s). Osnovni kriterij odabira parametra je mogućnost praktične primjene s obzirom na ručno bušenje u medicini.

Korištena su dva svrdla. Prvo nije prolazilo postupak sterilizacije, dok je drugo sterilizirano nakon svakih 5 provrta, metodom tzv. sterilizacije suhom toplinom. Za procjenu istrošenosti svrdla treba mjeriti širinu trošenja stražnje površine, VB. Kao kontrolni parametar istrošenosti, kod svakog mjerenja parametara VB treba fotografirati stražnju površinu te obradom slike, korištenjem programske podrške *CATIA*, treba izračunati površinu istrošenosti na stražnjoj površini alata. Prikupljeni su podaci potom obrađivani i analizirani s ciljem usporedbe rezultata.

Prije samog početka bušenja ispitnog uzorka snimljene su obje oštrice pojedinog svrdla. Svrdlo koje nije prolazilo postupak sterilizacije je označeno kao svrdlo S1, dok je sterilizirano svrdlo označeno kao svrdlo S2.



Nakon snimanja oštrica, počeo je proces bušenja, slika 44. U prvom dijelu eksperimenta korišteno je novo oštro svrdlo (S1), koje nije prolazilo postupak sterilizacije. Nakon svakog bušenja, svrdlo se pozicionira u poziciju za sljedeće bušenje i tako čeka 30 sekundi. Na taj način se smanjuje temperatura svrdla, a samim time se smanjuje i istrošenost stražnje površine svrdla. Nakon svakog seta bušenja (5 provrta), svrdlo se snima industrijskom kamerom kako bi se na temelju slika vidjelo trošenje svrdla i kasnije lakše odredio parametar trošenja, VB.

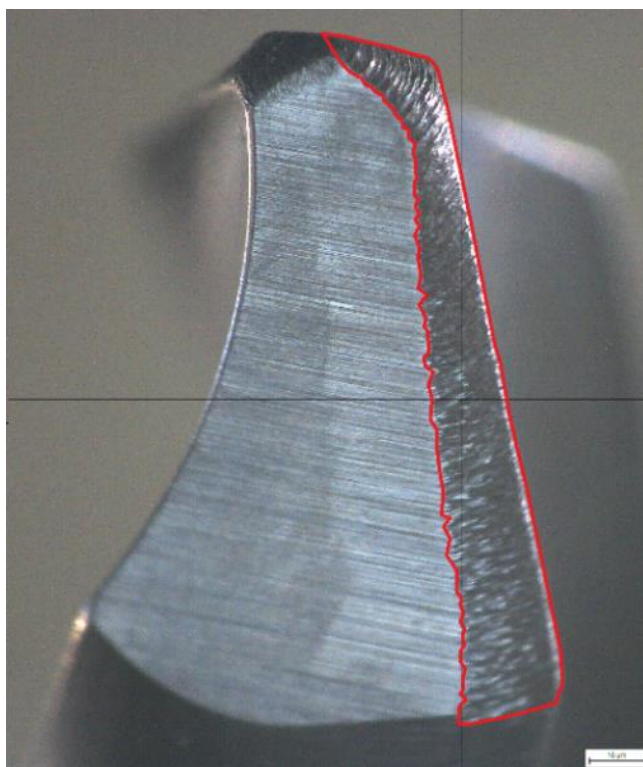


Slika 44. Proces bušenja

U drugom dijelu eksperimenta korišteno je svrdlo S2, koje je prolazilo postupak sterilizacije. Nakon snimanja početnog stanja oštrice, svrdlo S2 se stavlja u uređaj za sterilizaciju. Nakon toga uređaj treba postići temperaturu od 180° kako bi se krenulo s postupkom sterilizacije. Brojač treba namjestiti na 30 minuta, a kada istekne navedeno

vrijeme, svrdlo je potrebno izvaditi iz uređaja te ostaviti na sobnoj temperaturu oko sat vremena kako bi se smanjila zaostala naprezanja. Nakon završene sterilizacije svrdla, kreće se u postupak bušenja. Nakon svakog bušenja provrta, svrdlo se pozicionira u poziciju za sljedeće bušenje i tako čeka 30 sekundi. Nakon svakog seta bušenja (5 provrta), svrdlo se snima industrijskom kamerom kako bi se na temelju slika vidjelo trošenje svrdla i da se kasnije lakše odredio parametar trošenja VB. Nakon toga se opet kreće s postupkom sterilizacije i takav se postupak ponavlja do 200 bušenja.

Nakon provedenih bušenja prikupljene su snimke svrdla obrađene na način da je u programskom paketu *IC measure* određena površina zone istrošenosti na stražnjoj površini alata i vrha alata (primjer na slici 45), dok su rezultati prikazani u tablicama 6. i 7.



Slika 45. Površina trošenja S1

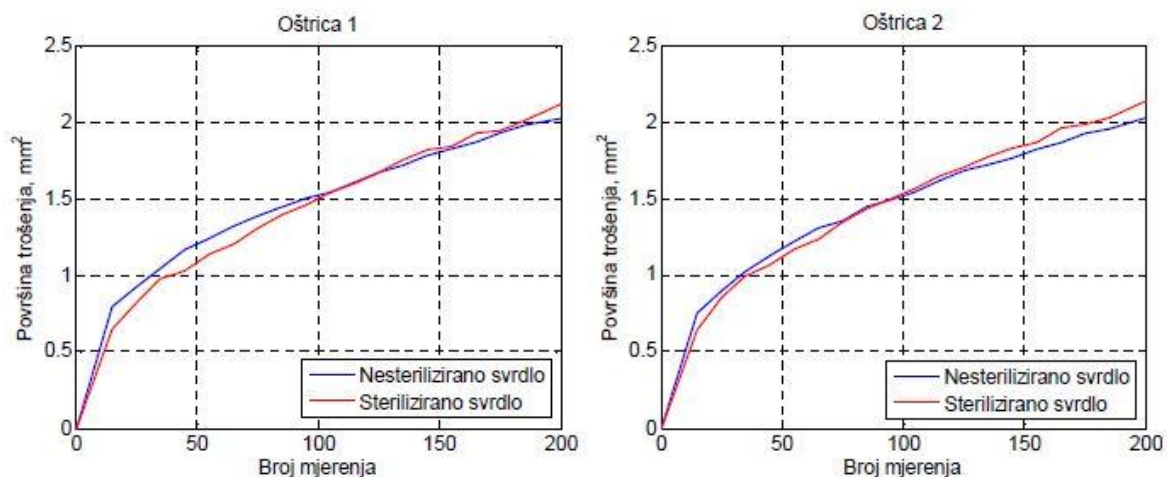
Tablica 6. Usporedba trošenja oštrice 1 i oštrice 2 (nesteriliziranog svrdla S1)

Svrdlo S1_O1K25	Površina trošenja (mm <sup>2</sup> )		Svrdlo S1_O2K25	Površina trošenja (mm <sup>2</sup> )
n0000_NS	0		n0000_NS	0
n0015_NS	0,794407		n0015_NS	0,753909
n0025_NS	0,926791		n0025_NS	0,900765
n0035_NS	1,046333		n0035_NS	1,021393
n0045_NS	1,167713		n0045_NS	1,122935
n0055_NS	1,240311		n0055_NS	1,218240
n0065_NS	1,325516		n0065_NS	1,305001
n0075_NS	1,392274		n0075_NS	1,353375
n0085_NS	1,445364		n0085_NS	1,446228
n0095_NS	1,510030		n0095_NS	1,488821
n0105_NS	1,542395		n0105_NS	1,540507
n0115_NS	1,611204		n0115_NS	1,619429
n0125_NS	1,676941		n0125_NS	1,681611
n0135_NS	1,720672		n0135_NS	1,722343
n0145_NS	1,782390		n0145_NS	1,764473
n0155_NS	1,830752		n0155_NS	1,823197
n0165_NS	1,871869		n0165_NS	1,864063
n0175_NS	1,934590		n0175_NS	1,922419
n0185_NS	1,981237		n0185_NS	1,953539
n0200_NS	2,025060		n0200_NS	2,026377

Tablica 7. Usporedba trošenja oštrice 1 i oštrice 2 (steriliziranog svrdla S2)

Svrdlo S2_O1K25	Površina trošenja (mm <sup>2</sup> )		Svrdlo S2_O2K25	Površina trošenja (mm <sup>2</sup> )
n0000_S	0		n0000_S	0
n0015_S	0,649939		n0015_S	0,644358
n0025_S	0,823275		n0025_S	0,856385
n0035_S	0,935488		n0035_S	0,963872
n0045_S	1,032011		n0045_S	1,068588
n0055_S	1,139185		n0055_S	1,166345
n0065_S	1,205627		n0065_S	1,237911
n0075_S	1,308363		n0075_S	1,347365
n0085_S	1,395679		n0085_S	1,436023
n0095_S	1,464621		n0095_S	1,496545
n0105_S	1,545243		n0105_S	1,565368
n0115_S	1,600114		n0115_S	1,645471
n0125_S	1,674417		n0125_S	1,704891
n0135_S	1,757079		n0135_S	1,772559
n0145_S	1,823303		n0145_S	1,830759
n0155_S	1,846661		n0155_S	1,867198
n0165_S	1,933897		n0165_S	1,962118
n0175_S	1,948296		n0175_S	1,986313
n0185_S	2,014304		n0185_S	2,023610
n0200_S	2,122260		n0200_S	2,134679

Iznosi tih površina za nesterilizirano i sterilizirano svrdlo prikazani su grafički na slici 46. Iz prikazanih se rezultata može zaključiti da se utjecaj sterilizacije na porast intenziteta trošenja svrdla može zanemariti.



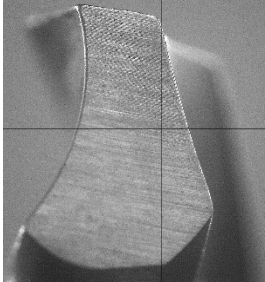
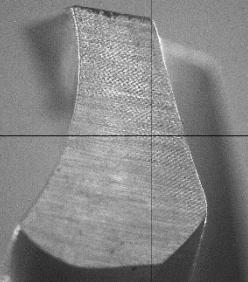
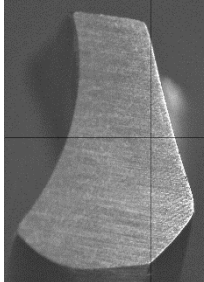
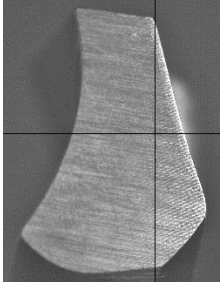
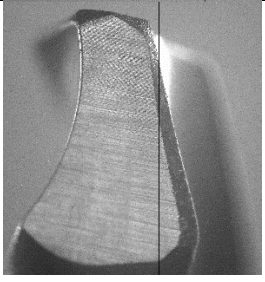
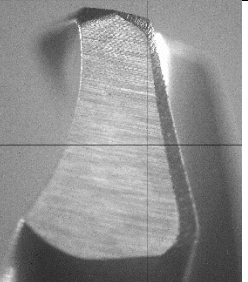
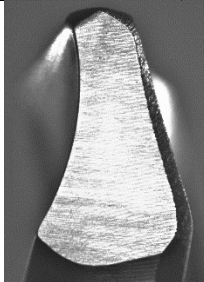
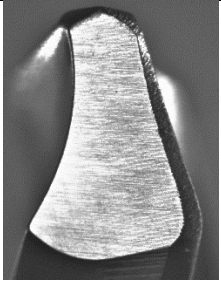
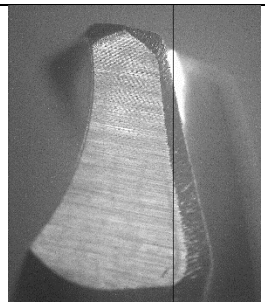
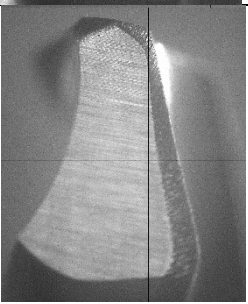
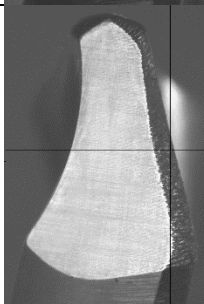
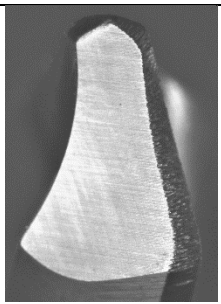
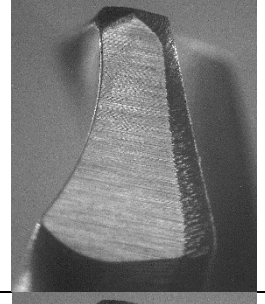
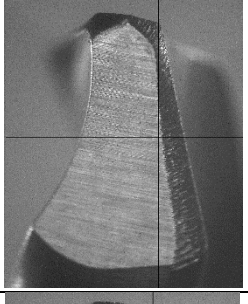
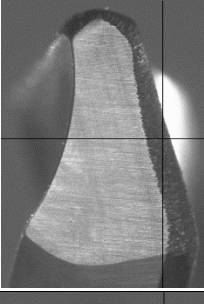
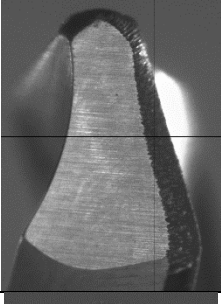
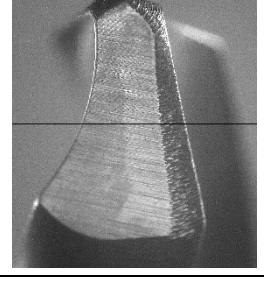
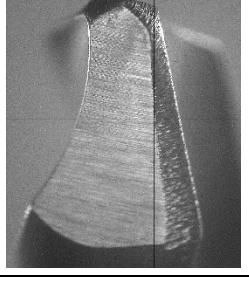
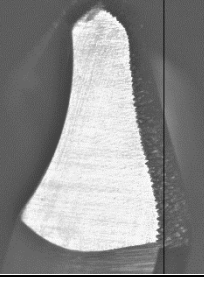
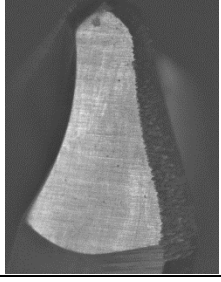
Slika 46. Površina zone istrošenosti na stražnjim površinama steriliziranog i nesteriliziranog svrdla

#### 6.5.1. Određivanje parametra trošenja VB stražnje površine svrdla

Određenim načinom obrade slika (iscrtavanjem u programu CATIA) dobivene su vrijednosti parametra trošenja VB duž obje oštrice svrdla, za nesterilizirano i sterilizirano svrdlo, te su na temelju dobivenih rezultata mjerenja napravljeni pripadajući dijagrami.

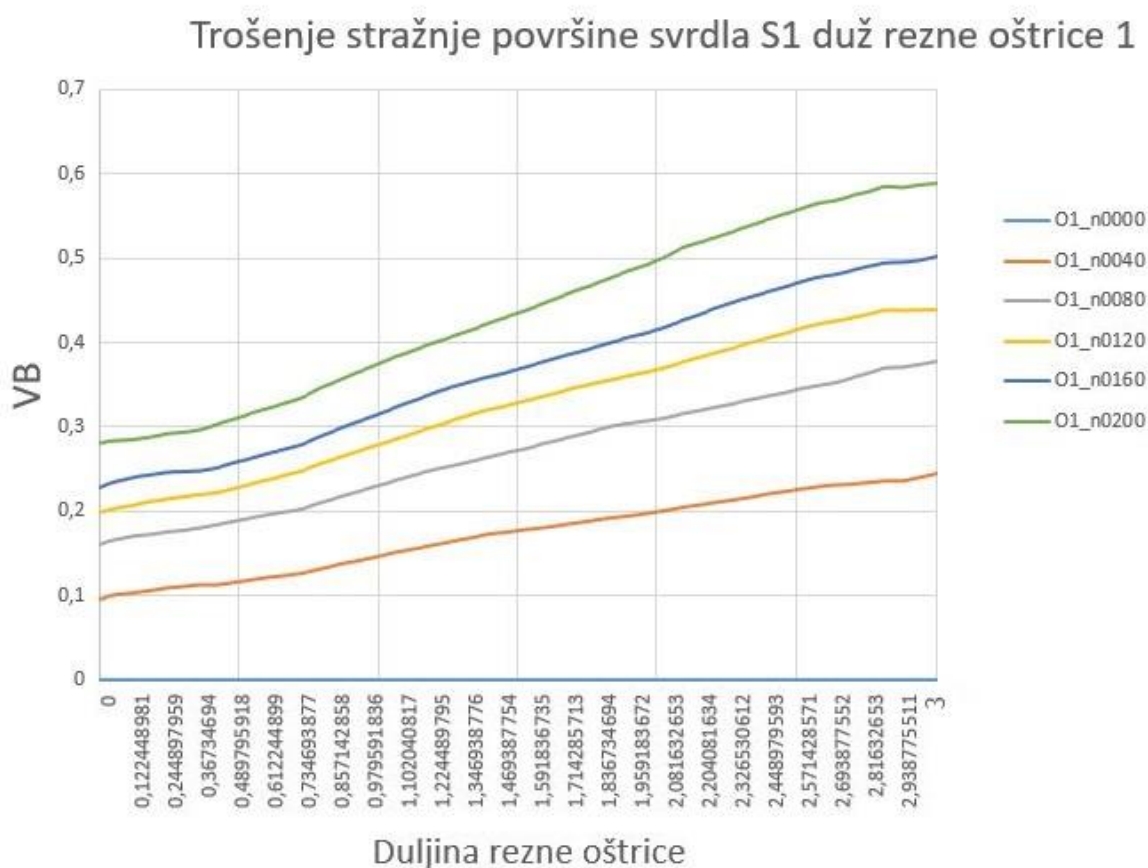
Slike stražnjih površina vezanih uz obje oštrice svrdla na početku eksperimenta, nakon 50, 100, 150 i 200 probušenih provrta za sterilizirano i nesterilizirano svrdlo prikazani su u tablici 8. Iz slika se vidi kako se intenzitet trošenja povećava prema rubovima svrdla, što je razumljivo jer je brzina rezanja puno veća, pa je u tome području došlo do najintenzivnijeg trošenja alata.

Tablica 8. Usporedba trošenja prve i druge oštrice svrdla u uvjetima sa i bez sterilizacije

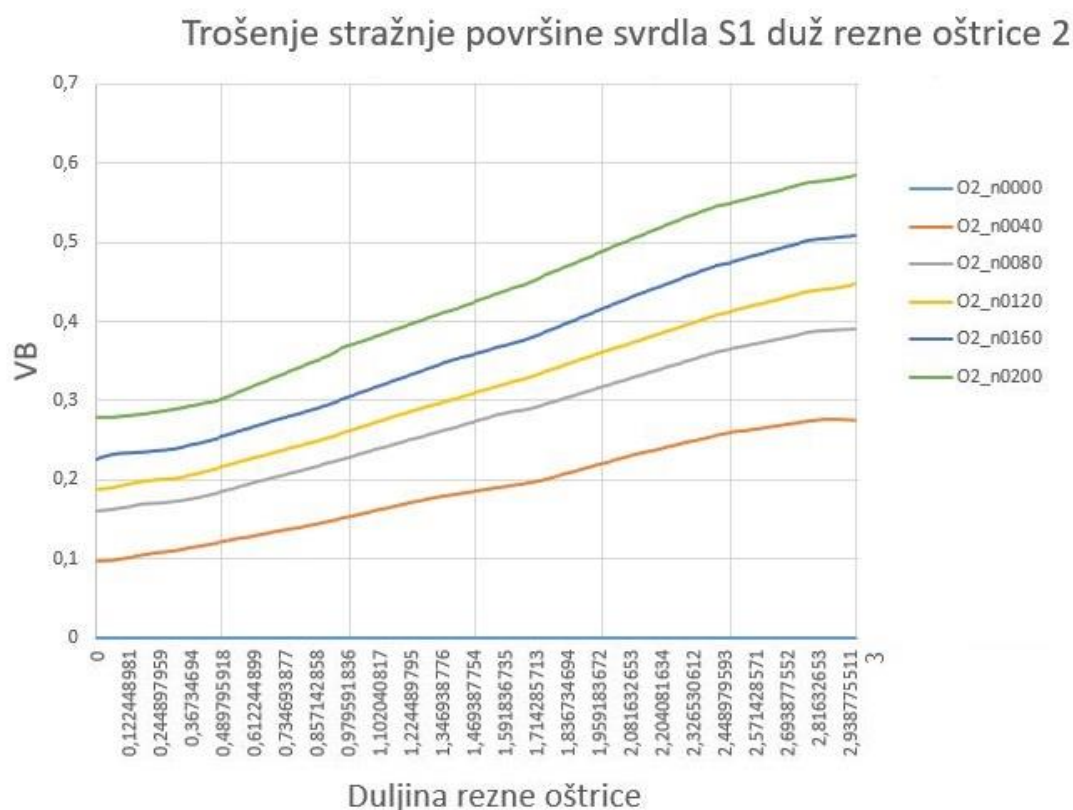
Broj izbušenih provrta	Nesterilizirano svrdlo S1		Sterilizirano svrdlo S2	
	Oštrica 1	Oštrica 2	Oštrica 1	Oštrica 2
0				
50				
100				
150				
200				



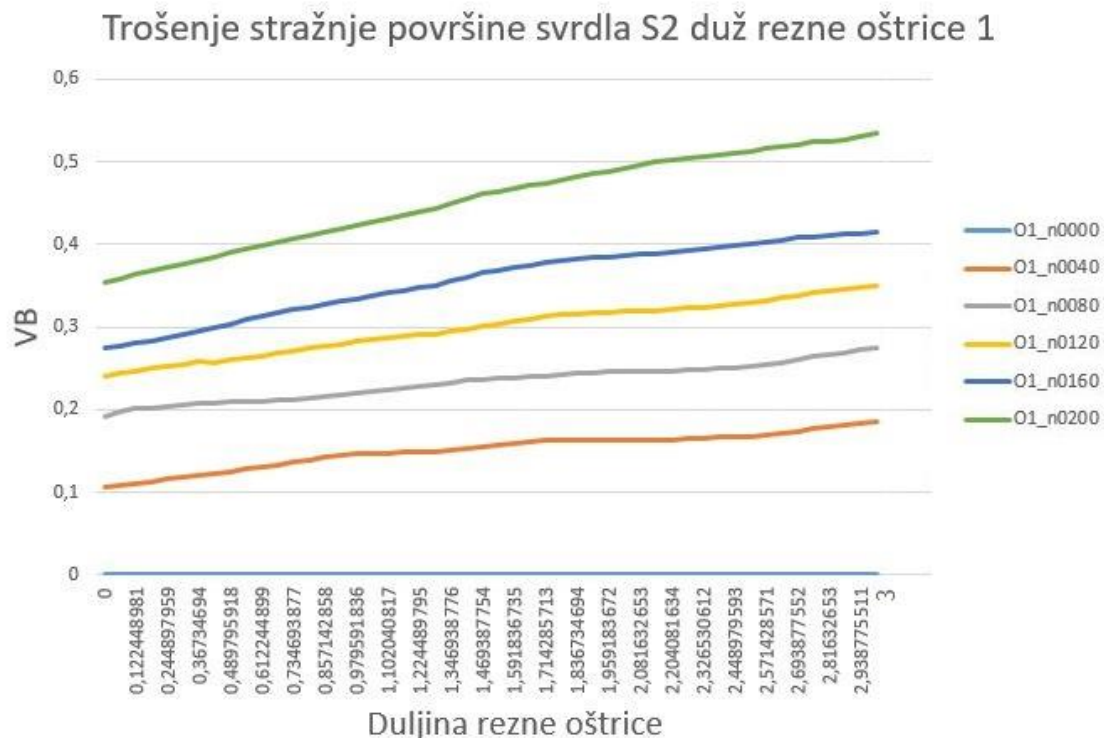
Analizom slika pojedinih oštrica moguće je prema mjerenim geometrijskim parametrima prikazati istrošenost oštrice s obzirom na udaljenost od središta svrdla. Dijagram pokazuje navedeni porast istrošenosti kako se udaljenost od samog središta svrdla povećava. Na slikama 47, 48, 49 i 50., prikazane su vrijednosti istrošenosti oštrica 1 i 2 korištenih svrdla, nakon određenog broja bušenja.



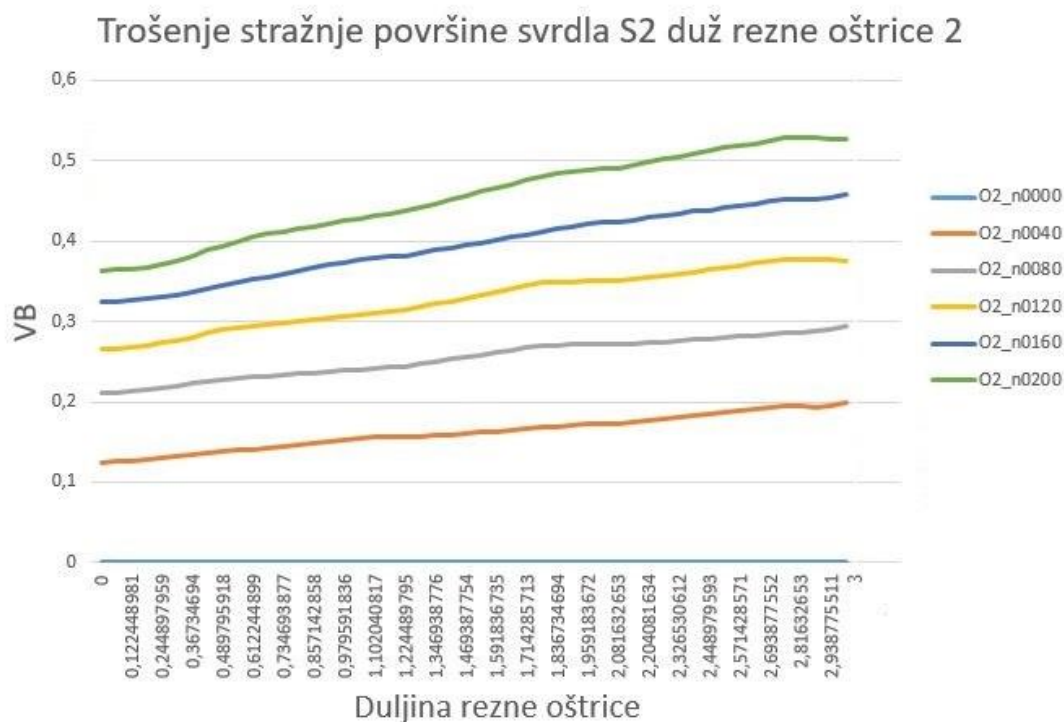
Slika 47. Trošenje stražnje površine svrdla S1 duž rezne oštrice 1



Slika 48. Trošenje stražnje površine svrdla S1 duž rezne oštrice 2



Slika 49. Trošenje stražnje površine svrdla S2 duž rezne oštrice 1



Slika 50. Trošenje stražnje površine svrdla S2 duž rezne oštrice 2

U tablici 9. prikazane su vrijednosti srednje i maksimalne širine trošenja stražnje površine  $VB_{SR}$  i  $VB_{MAX}$  za svako pojedino medicinsko svrdlo.

Tablica 9. Područja parametara trošenja s obzirom na stupanj istrošenosti

Svrdlo	Srednja širina trošenja stražnje površine $VB_{SR}$	Maksimalna širina trošenja stražnje površine $VB_{MAX}$
	max	max
Nesterilizirano svrdlo	0,4605	0,5845
Sterilizirano svrdlo	0,47083	0,5525



## ZAKLJUČAK

Medicinska svrdla se troše uslijed mehaničkih, kemijskih i toplinskih utjecaja koji se javljaju prilikom sterilizacije i kontinuiranog korištenja u različitim uvjetima bušenja. Navedeni uvjeti ovise o gustoći (tvrdoći) kosti, parametrima obrade, odvojenim česticama, hlađenju, materijalu i geometriji svrdla. Trošenje alata je neizbježan i ireverzibilan proces koji utječe na porast trenja između svrdla i kosti što posljedično rezultira porastom temperature u zoni bušenja. Intenzitet trošenja oštrica svrdla, kao i trenutni stupanj istrošenosti, imaju iznimno značajan utjecaj na razvoj topline pri bušenju. Kako bi smanjili istrošenost oštrice svrdla, moramo smanjiti temperaturu koja se javlja prilikom postupka bušenja. Jedan od najznačajnijih faktora u smanjenju temperature svrdla je hlađenje.

Medicinska svrdla u eksploataciji nakon svakog kirurškog zahvata bivaju podvrgnuta sterilizaciji gdje se, zavisno o postupku sterilizacije, u većoj ili manjoj mjeri izlažu toplinskim naprezanjima. Do ovog eksperimenta nisu rađena istraživanja koja bi povezala način i broj sterilizacija sa intenzitetom trošenja, te se pretpostavljalo da periodičko djelovanje postupka sterilizacije može nepovoljno utjecati na mehanička svojstva oštrica i time pogodovati trošenju uslijed umora i povećanom abrazijskom trošenju.

Budući da je bušenje tehnologija koja se danas puno upotrebljava, kako pri obradi metalnih materijala tako i kod bušenja kostiju, u radu se pristupilo analizi utjecaja sterilizacije na intenzitet trošenja medicinskog svrdla. Analizom dobivenih rezultata može se zaključiti da se utjecaj sterilizacije na porast intenziteta trošenja svrdla može zanemariti. Dobiveni rezultati predstavljaju bitnu informaciju za buduća istraživanja kako bi se minimiziralo trošenje i puknuće reznih alata. Samim time bi se minimaliziralo oštećenje tkiva, što na kraju kao rezultat ima manji broj komplikacija i brži oporavak pacijenta.

U idućim istraživanjima se preporuča upotreba medicinskih svrdla drugih proizvođača kako bi se omogućila još kvalitetnija, pouzdanija i točnija procjena utjecaja sterilizacije na intenzitet trošenja svrdla.

## LITERATURA

- [1] M. Salopek, »Utjecaj hlađenja na sile rezanja i temperaturu kosti kod postupka bušenja,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2009.
- [2] M. Peček, »Utjecaj geometrije svrdla i parametara obrade na trošenje oštrice pri bušenju kamena,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2015.
- [3] D. Šentija, »Osnove funkcionalne anatomije - B«.
- [4] H. Maričić, »Stabilnost osteosinteze pločicama kod prijeloma distalnog humerusa,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2015.
- [5] T. Udiljak, »Postupci obrade piljenje blanjanje i busenje,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2015.
- [6] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Bušenje>, pristupio dana 08.09.2017.
- [7] Š. Šavar, Obrada odvajanjem čestica, I dio, Zagreb: Sveučilišna naknada Liber, 1977.
- [8] A. Stepić, »Trošenje svrdla za beton,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2013.
- [9] D. Balder, »Utjecaj parametara obrade na temperaturu kosti kod postupka bušenja,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2008.
- [10] G. Augustin, »Termičko oštećenje kosti tijekom bušenja dvostupnjevanim svrdlom i svrdlom s protočnim hlađenjem,« Medicinski fakultet, Zagreb, 2011.
- [11] E. Hršak, »Trošenje alata pri bušenju kamena,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2014.
- [12] Š. Šavar, Obrada odvajanjem čestica, II dio, Zagreb: Sveučilišna naknada Liber, 1990.
- [13] S. Ekinović, Postupci obrade rezanjem, Zenica: Mašinski fakultet, 2003.
- [14] T. Staroveški, »Modeliranje trošenja medicinskog svrdla,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2013.
- [15] K. Grilec, »Tribologija,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, šk. god. 2015/2016..
- [16] M. P. Groover, »Fundamentals of modern manufacturing: materials, processes and systems,« Lehigh University, United States of America, 2010.
- [17] S. Škorić, »Trošenje i postojanost reznih alata,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb.
- [18] V. Kovačević, »Tribologija,« Fakultet kemijskog inženjerstva i tehnologije, Zagreb, 2012.
- [19] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Difuzija>, pristupljeno dana 20.09.2017.

- [20] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Oksidacija>, pristupljeno dana 22.09.2017.
- [21] S. Sharif, E. Abd Rahim, H. Sasahara, »Machinability of Titanium Alloys in Drilling,« 2012.
- [22] A. R. Eriksson, T. Albrektsson, B. Albrektsson, »Heat caused by drilling cortical bone,« Acta Orthop Scand 55, p. 629-631, 1984.
- [23] C. Natali, P. Ingle, J. Dowell, »Orthopaedic bone drills - can they be improved?,« The Journal of Bone Joint Surgery, 78-B (3) 357-362, 1996.
- [24] L.S. Matthews, C. Hirsch, »Temperature measured in human cortical bone when drilling,« Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 54(2), 297-308, 1972.
- [25] [https://www.researchgate.net/publication/51788341\\_Cortical\\_bone\\_drilling\\_and\\_thermal\\_osteonecrosis](https://www.researchgate.net/publication/51788341_Cortical_bone_drilling_and_thermal_osteonecrosis), pristupljeno dana 03.10.2017.
- [26] J.A. Grant, N.E. Bishop, N. Götzen, C. Sprecher, M. Honl, M.M. Morlock,, »Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: The implant–bone interface,« Journal of Biomechanics 40, 1158–1164, 2007.
- [27] M. Lovrenić-Jugović, »Numeričko i eksperimentalno modeliranje procesa deformiranja kortikalnoga koštanoga tkiva,« Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2012.
- [28] SAWBONES, »Biomechanical test materials,« Malmö, pristupljeno dana 11.10.2017.
- [29] Osnove zdravstvene njege, Studij sestrinstva, 2006.
- [30] V. Bojić-Turčić, Sterilizacija i dezinfekcija u medicini, Zagreb: Medicinska naklada : Medicom, 1994.
- [31] S. Dutta, S.K. Pal, S. Mukhopadhyay, R. Sen, »Application of digital image processing in tool condition monitoring,« CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 2013.
- [32] J. U. Jeon, S. W. Kim, »Optical flank wear monitoring of cutting tools,« Department of Production Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology,, Seoul, 1988.

## **PRILOZI**

I. CD-R disc